

Verbesserung der fernsehtechnischen Darstellung des Augenhintergrundes

von

Manfred Erwin Kneißl

aus

Forchheim

1973

Aus der Augenklinik
der Universität Erlangen-Nürnberg
Direktor: Professor Dr. E. Schreck

Verbesserung der fernsehtechnischen Darstellung des Augenhintergrundes

Inaugural - Dissertation
zur Erlangung der Doktorwürde
der Hohen Medizinischen Fakultät
der Friedrich-Alexander-Universität
Erlangen-Nürnberg

vorgelegt
von
Manfred Erwin Kneißl
aus
Forchheim

Gedruckt mit Erlaubnis der Medizinischen Fakultät
der Universität Erlangen-Nürnberg



Dekan: Professor Dr. med., Dr. phil. nat. H. P a u l y

Referent: Privatdozent Dr. med. E. G e n e e

Corréferent: Professor Dr. med. E. S c h r e c k

Tag der mündlichen Prüfung: 24.7.1973

INHALTSVERZEICHNIS

1. EINLEITUNG

2. THEMA

Die Bedeutung des Themas und die Darstellung
des Gegenstandes

3. THEMA UND ZIEL DER LITERATUR

4. THEMA UND ZIEL DER LITERATUR

5. THEMA UND ZIEL DER LITERATUR

MEINEN LIEBEN ELTERN
GEWIDMET

1. THEMA UND ZIEL DER LITERATUR

2. THEMA UND ZIEL DER LITERATUR

3. THEMA UND ZIEL DER LITERATUR

4. THEMA UND ZIEL DER LITERATUR

5. THEMA UND ZIEL DER LITERATUR

6. THEMA UND ZIEL DER LITERATUR

7. THEMA UND ZIEL DER LITERATUR

8. THEMA UND ZIEL DER LITERATUR

9. THEMA UND ZIEL DER LITERATUR

10. THEMA UND ZIEL DER LITERATUR

I N H A L T S A N G A B E

A) INHALTSANGABE

B) EINLEITUNG

Die Bedeutung des Fernsehens zur Darstellung
des Augenhintergrundes

C) ÜBERBLICK ÜBER DIE LITERATUR

D) EIGENE VERSUCHE

I) Versuchsanordnung

a) Vorhandene Apparatur

b) Verbesserungen

1) Kameraaufhängung

2) Fundusausleuchtung

3) Beseitigung der Reflexe

II) Versuche am menschlichen Auge

a) Ohne Kontrastmittel

b) Mit Fluorescein

E) BESPRECHUNG DER ERGEBNISSE UND VERBESSERUNGSVORSCHLÄGE

F) ZUSAMMENFASSUNG

G) LITERATUR

H) LEBENS LAUF

B) EINLEITUNG

DIE BEDEUTUNG DES FERNSEHENS ZUR DARSTELLUNG DES AUGENHINTERGRUNDES (FUNDUS)

Bisher kannte man zur Aufzeichnung von Veränderungen am menschlichen Augenhintergrund nur die geblitzten Einzelfotos, die üblicherweise mit einer Zeiss-Funduskamera aufgenommen werden. Diese Dokumentationstechnik verliert aber dann ihre Aussagekraft, wenn Niveauunterschiede und mobile Veränderungen zur Darstellung gebracht werden sollen, denn die Schärfentiefe einer Funduskamera beträgt weniger als 1 mm, d.h. mit einer Aufnahme lassen sich nur Punkte scharf abbilden, die praktisch in einer Ebene liegen. Bei einer Netzhautablösung z.B. findet man jedoch erhebliche Niveauunterschiede, die sich dann nur durch eine Serie von Einzelfotos darstellen lassen. Aneinandergereiht ergeben diese zwar ein vollständiges, für den Betrachter aber verwirrendes Bild. Gefäßpulsationen und intravasale Veränderungen lassen sich durch Einzelfotos nicht darstellen.

Neuerdings ist es auch gelungen kinematographische Aufnahmen vom Augenhintergrund mit Schmalfilmkameras zu machen.

Um aber mit der modernen technischen und physikalischen Entwicklung, besonders auf dem Gebiete der medizinischen Diagnostik Schritt halten zu können, ist es heute notwendig, ein Verfahren zur fernsehtechnischen Darstellung des Augenhintergrundes zu entwickeln.

Die besonderen Vorteile dieses Verfahrens bei der Darstellung des Augenhintergrundes sind:

- 1) die bildliche Wiedergabe der augenblicklichen Funktionsabläufe am Augenhintergrund
- 2) die gleichzeitige Übertragung und Darstellung für mehrere Beobachter
- 3) eine starke Vergrößerung
- 4) die Möglichkeit der Aufzeichnung und Reproduktion
- 5) die Verwendung für audiovisuelle Medien

C) ÜBERBLICK ÜBER DIE LITERATUR

Über ein Verfahren zur fernsehtechnischen Darstellung des Augenhintergrundes finden sich in der Fachliteratur keine Angaben. Bisher haben einige Autoren lediglich einen Fortschritt gegenüber der Zeiss-Funduskamera beschrieben, nämlich die bewegte Darstellung des Augenhintergrundes mit Schmalfilmkameras. Seit der Weiterentwicklung und Vervollkommnung der Retina-Fotografie ergibt sich die kinematographische Darstellung des Augenhintergrundes als zwangsläufige Folge, da durch Einzelfotos Niveauunterschiede sowie bewegliche Veränderungen nicht klar zur Darstellung gebracht werden können. Nicht nur für die Lehrtätigkeit, sondern auch zur weiteren Erforschung der retinalen Zirkulation ist aber eine bewegliche Dokumentation von Bedeutung. Nach der Entwicklung von hochempfindlichem Filmmaterial war es endlich gelungen, den Augenhintergrund zu filmen. Aber diese Verfahren brachten sehr große Schwierigkeiten und sind noch nicht vollständig befriedigend gelöst. Das liegt vor allem auch daran, daß die zur Fotografie notwendige Lichtintensität nur mit einem Blitzlicht erreicht werden kann.

W.J. S t e n s t r ö m beschreibt 1964 (76) wie er an Stelle eines binokularen indirekten Ophthalmoskops mit einer Ariflex 16-mm-Kamera (Laufgeschwindigkeit zwischen 10 und 16 Aufnahmen/sec) Aufnahmen vom Augenhintergrund bekommen konnte. Die Lichtquelle war dabei an die Kamera so montiert, daß das Licht über einen Spiegel in das Auge fiel. Da die Strahlengänge des einfallenden und des ausfallenden Lichtes nicht koinzident waren, trat eine Vignettierung des Fundusbildes auf. Die Bildgeschwindigkeit betrug 24 Bilder pro sec bei einer Belichtungszeit von $1/48$ sec.

L i n h a r t verwendete die bewährte Zeiss-Funduskamera. Er ersetzte jedoch die serienmäßig eingebaute Einstellleuchte durch eine 6-V-Autolampe, wodurch die Lichtintensität ausreichend wurde. Als Aufnahmegerät nahm er eine Ariflex-16-mm-Kamera, die an die Zeiss-Funduskamera montiert wurde.

B e h r e n d forderte, daß jedes Bild des Kinofilms die gleiche Qualität besitzen sollte wie ein Einzelfoto. Er baute in eine Zeiss-Littmann-Funduskamera einen Stroboskoblitz ein. Als Aufnahmegerät verwendete er eine Ariflex-35-mm-Filmkamera.

C h r i s t e n s e n verwendete ein Zeiss-Operations-Mikroskop mit auf 50 W verstärkter Beleuchtung. Bei liegendem Patienten geht der Strahlengang über eine Goldmannsche Kontaktlinse in eine House-Urban-Kamera.

T a l b o t t benutzte eine Ariflex-16-mm-Kamera, die er auch an eine Zeiss-Standard-Funduskamera montierte. Ihr Spiegelsystem wurde etwas geändert, um eine größere Beleuchtungsstärke zu bekommen.

Nach Vorschlägen von N e u b a u e r wurde eine Bolex H-16 Reflexkamera an eine Zeiss-Funduskamera befestigt. Als Film wurde Kodachrome-2A-Kunstlichtfilm eingelegt. Die eingebaute Einstelllampe reichte zur Beleuchtung aus, wenn 16 Bilder/sec abliefen.

Diese kurze Übersicht über die Bemühungen den Augenhintergrund kinematographisch zu erfassen, mag einen Eindruck davon geben, wie wichtig und notwendig diese Entwicklung in der ophthalmologischen Diagnostik ist. Noch mehr Vorteile für die Ophthalmologie aber würde der Einsatz des Fernsehens auf diesem Gebiet bringen, denn es gestattet die direkte Beobachtung von Vorgängen an der Retina für eine unbegrenzte Zahl von Beobachtern und bietet zusätzlich die Möglichkeit der Aufzeichnung.

D) EIGENE VERSUCHE

I) Versuchsanordnung

Verbessert werden sollte eine Einrichtung, mit der der Augenhintergrund im umgekehrten Bild fernsehtechnisch dargestellt werden konnte. Die Ausleuchtung des Auges erfolgte dabei mit dem Licht einer Storz-Kaltlichtfontäne Nr. 10490, ausgestattet mit einer Lampe Nr. 102, über ein nicht starres Glasfaserkabel. Das Ende des Kabels, dessen lichte Weite hier ca. 1,5 mm beträgt, wurde in einem Abstand von ca. 5-10 mm vor das Auge, möglichst am Rande der Pupille von einem Drahtbügel gehalten. Vor dem Auge wurde eine Lupe von +13 dptr auf einer optischen Bank im Abstand veränderlich angebracht. Als Aufnahmegerät diente eine Siemens-Fernsehkamera. Sie befand sich in einem Abstand von ca. 70 cm vor dem Auge des Patienten. Sie war auf einem Fotostativ montiert. Mit einer Kurbel konnte daran die Höhe der Kamera verändert werden. Ein Kugelgelenk gestattete auch eine Neigung der optischen Achse der Kamera in sämtlichen Ebenen. Das Bild des Augenhintergrundes wurde auf zwei Monitoren übertragen, die über ein zentrales Schaltgerät mit der Kamera verbunden waren. (Ein Siemens-Monitor 16 cm-Röhre, ein Siemens-Monitor 57 cm-Röhre). Zur Dokumentation wurden die Bilder des Monitors mit 16 cm-Röhre mit einer Exakta-Kamera fotografiert.

Die Schwächen dieser bisherigen Versuchsanordnung lagen darin, daß

- 1) die Kamera auf einem schweren Stativ montiert war. Jeder Versuch durch Verrücken des Stativs einen anderen Bildabschnitt vom Augenhintergrund zu bekommen, mißlang entweder, oder dauerte so lange, daß es dem Patienten nicht zugemutet werden konnte.
- 2) die Bilder stets nur einen kleinen Ausschnitt des Augenhintergrundes zeigten, was a) an der unzureichenden Ausleuchtung und b) an der zu stark vergrößernden Linse von +13 dptr lag.
- 3) starke Reflexe auftraten, die dazu führten, daß durch die automatische Belichtungseinstellung der Kamera das Bild zwar an Kontraststärke gewann, aber durch Verdunkelung des gesamten Bildes die ohnehin schwach ausgeleuchteten Randbezirke nicht mehr erkennbar waren.

Es waren also zunächst folgende Probleme zu lösen:

- 1) Verbesserung der Kameraaufhängung
- 2) Verbesserung der Fundusausleuchtung
- 3) Beseitigung der Reflexe

Verbesserung der Kameraaufhängung

Die Kamera sollte so aufgehängt werden, daß sie in allen drei Ebenen des Raumes ohne Schwierigkeiten möglichst schnell und exakt verstellt werden kann. Folgende Lösungen waren möglich:

- a) Ein Stativ, ähnlich der Ausführung, wie man es bei Operationsmikroskopen einsetzt.
- b) Ein fahrbarer Untersatz, auf dem die Kamera montiert wird (z.B. Fotostativ auf Rädern).
- c) Eine am Untersuchungstisch befestigte, in horizontaler Ebene schwenkbare, optische Bank. Darauf ein verschieblicher Reiter, der sich auch vertikal verstellen läßt, um die Höhe der Kamera ändern zu können. Auf diesem Reiter sitzt, durch ein Kugelgelenk verbunden, die Kamera.

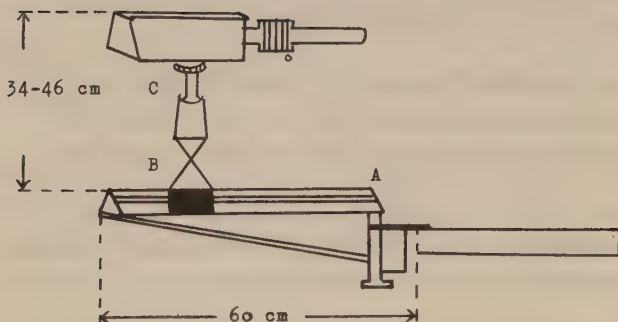


Abb. 1 Skizze der Kameraaufhängung

Im Punkte A ist die Schiene um eine vertikale Achse schwenkbar.

Im Punkte B ist sowohl eine Abstands- als auch Höhenverstellung möglich.

Im Punkte C läßt sich die Kamera auf dem Kugelgelenk in alle Richtungen schwenken.

Nach gründlicher Prüfung dieser verschiedenen Möglichkeiten wurden die Lösungen a) und b) verworfen, weil: bei a) die Kamera im Raum zwar frei beweglich, aber keine Führung hat, die das Einstellen des Bildes erleichtert. Das Verstellen der Kamera wäre deshalb schwierig und würde nicht immer schnell genug den gewünschten Bildausschnitt bringen.

bei b) die exakte Einstellung von der Gleichmäßigkeit des Fußbodens abhinge und sich bei jedem seitlichen Verschieben auch der Abstand Auge - Kamera ändern würde.

Die Lösung c) zeigte sich als die beste. Dieses System ermöglicht eine große Beweglichkeit der Kamera in drei Ebenen und bietet folgende Vorteile:

- 1) Die einzelnen Einstellungen können relativ rasch erfolgen, was notwendig ist, um den Patienten nur möglichst wenig mit dem grellen Licht zu belasten.
- 2) Das Bild wird nicht bei der Suche nach einem neuen Bildausschnitt durch ungewolltes Verrücken der Kamera verschwinden, wie früher bei Verwendung des Stativs.
- 3) Bei seitlichem Schwenken bleibt der Abstand Auge - Kamera nahezu gleich. Ideal wäre es allerdings, wenn der Drehpunkt der Schiene direkt unter dem zu untersuchenden Auge läge, weil dann der jeweils gewählte Abstand bei seitlichem Schwenken der Kamera exakt konstant bliebe. Diese Lösung ist aber bei dem vorhandenen Untersuchungstisch nicht möglich.
- 4) Die geringen Abweichungen der optischen Achse der Kamera von der optischen Achse des Systems Auge - Linse - Kamera, die bei seitlichem Schwenken auftreten, lassen sich durch das Kugelgelenk, auf dem die Kamera montiert ist, ausgleichen.

Zur Verwirklichung dieser Lösung erfolgte die Montage eines Schwenkarms mit optischer Bank an den vorhandenen Untersuchungstisch, wie er als Zusatzstück zu der optischen Bank nach Prof. Pohl im Fachhandel erhältlich ist. Hierauf wurde ein Reiter gesetzt, an dem man mit einer Rändelschraube die Höhe verstellen kann. Darauf wurde ein großer Kugelkopf Nr. 1050 von der Fa. Kürbi & Niggeloh, Radewormwald montiert, der die Kamera zu tragen hatte.

Wie sich bald nach einigen Versuchen herausstellte, kann man mit dieser Konstruktion sehr gut arbeiten. Sie erfüllt die gestellten Forderungen voll und ganz.



Abb. 2 Kameraaufhängung

Verbesserung der Fundusausleuchtung

Die vorhandene Lichtquelle ist eine Storz-Kalt-Lichtfontäne. Das Licht wird über zwei Kanäle in ein Glasfiberkabel geleitet. Am Ende ist ein besonders feines Kabel angebracht, dessen lichte Weite am Ausgang ca. 1,5 mm beträgt. Dieser vollflexible Schlauch wird dicht vor das Auge (Phantom) gebracht, allerdings ganz am Rande der Pupille, damit nicht der Einblick für die Kamera verstellt wird. Obwohl das austretende Licht divergent ist, gelingt es bei dieser exzentrischen Stellung der Lichtquelle nicht, den ganzen Fundus bei einer bestimmten Stellung auszuleuchten. Es wird stets nur ein Teil erfaßt, der andere Teil erhält kein Licht. Man kann also niemals mit einer einzigen Einstellung den gesamten Fundus filmen. Daher mußte eine andere Lösung gesucht werden.

Ein weiterer Nachteil bei der vorhandenen Beleuchtungsmethode waren die dabei auftretenden Lichtreflexionen. Im günstigsten Falle konnte man die Reflexe auf einen vermindern. Und zwar handelte es sich dabei um den Reflex des Lichtes an der Linse des Phantomauges. Bei Scharfeinstellung wurde sogar die Struktur des Glasfaserbündels erkennbar. Durch diesen hellen Lichtfleck wurde am Monitor das Bild des Fundus an jener Stelle so überlagert, daß dort nichts mehr zu erkennen war. Außerdem bewirkte die große Helligkeit des Reflexes, eine Verdunkelung des gesamten Bildes, bedingt durch die Beleuchtungs-Automatik der Kamera. Dabei wurde zwar der Kontrast verstärkt, jedoch konnte man auf dem dunklen Bild nichts mehr erkennen. Eine Ausschaltung der Automatik ist nicht möglich. Bei Verkleinerung der Blende an der Kamera verschwand das Bild ganz.

Zunächst wurde nun versucht, diese störenden Reflexionen zu beseitigen.

1. Versuch:

Versuchsanordnung: Fernsehkamera, Polarisationsfolie im Strahlengang zwischen Auge und Kamera, +13 dptr Lupe, Beleuchtung, Phantomauge.

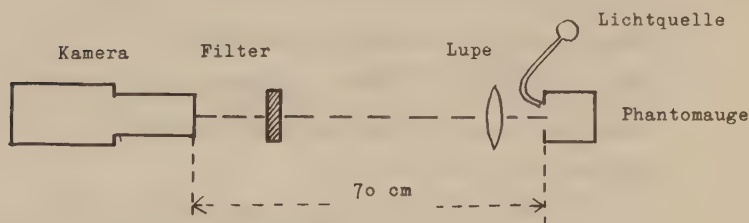


Abb. 3 Skizze zur ersten Versuchsanordnung

Versuchsablauf: Das dünne Glasfaserkabel wird so vor dem Phantomauge befestigt, daß das Licht am Rande der Linse einfällt und den Augenhintergrund möglichst weit ausleuchtet. Die Lupe wird ca. 8 cm vor das Phantom gestellt, wobei ca. 10 cm im Raum vor der Lupe ein reelles Bild vom Augenhintergrund entsteht. Dieses wird nun mit der Fernsehkamera aufgenommen. Um den Reflex zu beseitigen, wird die Polarisationsfolie vor der Kamera um ihre Polarisationsachse gedreht.

Ergebnis: Es ist nicht gelungen, durch Drehung des Polarisationsfilters den starken Reflex auszublenden. Es war lediglich eine Abschwächung des in die Kamera einfallenden Lichtes zu beobachten, die auf die lichtabsorbierende Eigenschaft der substantiven Farbstoffe

des Filters zurückzuführen ist, welche durch Färbesbad in die linearen Zwischenräume der gestreckten Makromoleküle, bestehend aus Polyvinylalkohol, eingelagert sind. Es wird dadurch die Beleuchtungsstärke etwa um 1 Lux ($\text{cd} \cdot \text{rad}^2/\text{m}^2$) vermindert.

Das verwendete Filter war ein P-W 84 mit 0,3 mm

Dicke von der Firma E. Käsemann, Oberaudorf. Die

linear polarisierende Folie ist von schwach bläulichem Grauton mit 42 %iger Durchlässigkeit

$$(D_n = \frac{D_p + D_s}{2} = \sqrt{\frac{D}{2}} \approx \frac{D_p}{2}) \text{ für unpolarisiertes weißes}$$

Licht. Die Gesamtdurchlässigkeit zweier Folien in

Hellstellung beträgt etwa 35 %

$$(D_{||} = \frac{D_p^2 + D_s^2}{2} = 2 \cdot D_n^2 \approx \frac{D_p^2}{2}), \text{ in Dunkelstellung etwa } 0,5 \% (D_{\perp} = D_p \cdot D_s = \frac{D_{||}}{L} = \frac{2 \cdot D_n^2 \cdot (100-P)}{100}), \text{ das Lösungs-}$$

vermögen ist folglich ca. 1:70

$$(L = \frac{D_{||}}{D_{\perp}} = \frac{D_p}{2 \cdot D_s} \approx \frac{D_n}{D_s} = \frac{100}{100-P}) \text{ entsprechend einem}$$

Polarisationsgrad von ungefähr 98,6 %

$$(P = 100 \cdot \frac{D_p - D_s}{D_p + D_s} = 100 - \frac{100}{L} = 100 - \frac{100 \cdot D_{\perp}}{D_{||}}).$$

2. Versuch:

Versuchsanordnung: Bei gleicher Versuchsanordnung wie bei dem ersten Versuch, ist hier die Polarisationsfolie zwischen Lichtquelle und Phantomauge gestellt.

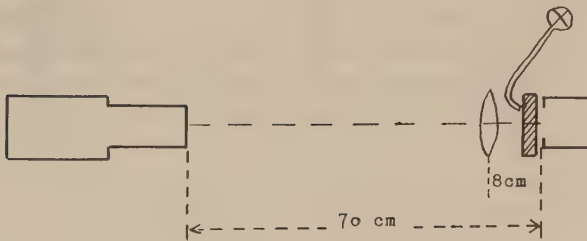


Abb. 4 Skizze zur 2. Versuchsanordnung

Versuchsablauf: Ist wie bei dem ersten Versuch.

Ergebnis: Die Reflexe können nicht beseitigt werden.

3. Versuch:

Versuchsanordnung: Kamera, Polarisationsfilter b, +13 dptr Lupe, Beleuchtung, Polarisationsfilter a zwischen Phantomaugen und Lichtquelle, Phantomaugen.

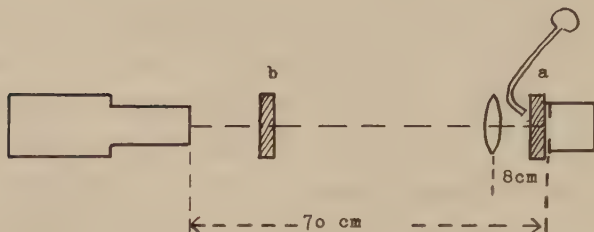


Abb. 5 Skizze zur 3. Versuchsanordnung

Versuchsablauf: Wie bei Versuch 1 .

Ergebnis: Bereits durch das bloße Vorhandensein zweier Filter im Strahlengang wird die Lichtintensität stark gemindert. Versucht man die Reflexe, die an der Linse des Phantomauges auftreten, durch Drehen des Filters b auszublenden, verschwinden diese zwar, aber damit auch das Bild. Dies kann nur damit erklärt werden, daß das ins Auge einfallende Licht durch das Filter a linear polarisiert wird. Das Licht des aus dem Auge kommenden Bildes wird aber ebenfalls durch Filter a linear polarisiert. Hieraus ergibt sich, daß die Schwingungsebenen des an der Auglinse reflektierten Lichtes und des Lichtes vom Augenhintergrund identisch sind. Wird nun das Filter b so

eingestellt, daß seine Polarisationssebene senkrecht zu der des Filters a steht, werden dabei zwar die Reflexe von der Augenlinse ausgefiltert, damit zugleich aber auch das Bild vom Augenhintergrund. Das Filter a darf also nicht das ganze Auge abdecken, damit das ausfallende Bild nicht linear polarisiert wird.

4. Versuch:

Versuchsanordnung: Kamera, Filter b, Linse, Lichtquelle und daran ein kleiner Filter, der nur die Lichtquelle bedeckt, Auge (Phantom).

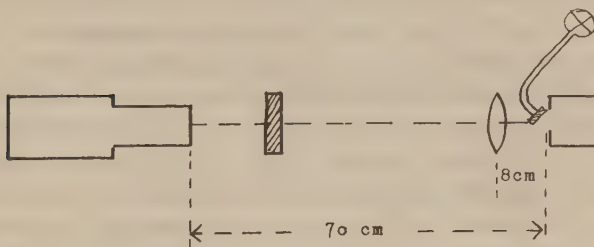


Abb. 6 Skizze zur 4. Versuchsanordnung

Versuchsablauf: Wie bei vorigen Versuchen.

Ergebnis: Es gelang, die Reflexe völlig auszufiltern.

Allerdings konnte die Kamera kaum noch ein Bild des Augenhintergrundes aufnehmen, da die Lichtstärke

durch die beiden Filter (unabhängig von der Stellung der Polarisations Ebenen zueinander) bereits durch ihr Vorhandensein im Strahlengang so viel Licht absorbierten, daß die Empfindlichkeit der Kamera nicht ausreicht. Es war nur noch ein Hauch von Bild auf dem Monitor zu erahnen. Allerdings war es leicht möglich, mit bloßem Auge das Bild des Fundus fehlerfrei zu erkennen, ohne störende Reflexe. Daß diese Versuchsanordnung, was die Beseitigung der Reflexe anbelangt, zum Erfolg geführt hat, liegt daran, daß das Filter a nur so groß war, wie die Lichtquelle selbst. Dadurch wird das eingestrahlte Licht linear polarisiert und ebenso das an der Linse des Phantom- Auges reflektierte Licht. Die Reflexe werden dann durch das Filter b vor der Kamera ausgelöscht, während das in das Auge hineingestrahlte Licht seine Polarisation durch Streuung und Beugung verliert und so - mit nicht vom Filter b behindert wird, sondern un - gemindert in die Kamera gelangt.

Eine bessere Aufzeichnung des Fundusbildes läßt sich wahrscheinlich nur mit einer empfindlicheren Kamera erreichen. Denn würde man eine stärkere Beleuchtung wählen, so wären auch die Reflexe stärker und man müßte Polarisationsfilter verwenden, die eine stärkere Lichtabsorption besitzen, als die bisher benutzten. Dabei würde aber auch gleichzeitig das Bild vom Augenhintergrund abgeschwächt, und die Verhältnisse wären wieder wie vorher. Das heißt, eine Verstärkung der Lichtquelle zieht einen circulus vitiosus nach sich.

Von kameratechnischer Seite würde sich z.B. die von AEG-Telefunken entwickelte, einstufige Bildverstärkeröhre XX 1110 gut eignen. Mit ihrer geringen

Baulänge von nur 89 mm ist sie sehr handlich und wäre für unser System gut brauchbar. Im Gegensatz dazu stehen die dreistufigen Bildverstärkerröhren, die wegen ihrer großen Baulänge und ihres Gewichtes nicht geeignet sind.

Die XX 1110-Röhre besitzt zur Hell-Dunkelsteuerung eine einfache Sperr- bzw. Austastmöglichkeit, womit auch Blenderscheinungen, ausgelöst z.B. durch grelle Reflexe, vermieden werden können. Durch die enormen Lichtverstärkungen, die je nach Wahl des Abbildungsmaßstabes und auf Grund des Leuchtdichtegewinns 450-3000 asb/Lx erreichen können, ist es möglich, lichtschwache, vielleicht mit dem Auge kaum mehr erkennbare Bilder im sichtbaren Spektralbereich intensitätsmäßig, also in der Helligkeit zu verstärken. Die Ausführung der XX 1110 als 4-Elektrodenröhre und die elektronen-optischen Beeinflußmöglichkeiten bringen außer der geringen Untergrundhelligkeit und der hohen Lichtverstärkung den Vorteil, daß über die verschiedenen Abbildungsverhältnisse hinweg äußerst günstige Auflösungs- und geringe Verzeichnungswerte erhalten werden können.

Wie sich experimentell herausgestellt hat, ist die Anwendung des Brewsterschen Gesetzes leider nicht möglich.

Das Brewstersche Gesetz besagt:

Trifft Licht unter einem bestimmten Winkel auf ein brechendes Medium, wird es polarisiert reflektiert. Während alles Licht, dessen Schwingungsrichtung in der Einfallsebene liegt, nicht reflektiert wird, weil die elektrische Schwingung im reflektierten Strahl in der Ausbreitungsrichtung erfolgen müßte.

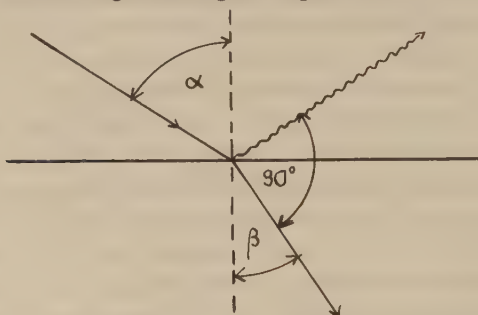


Abb. 7 Strahlengang nach dem Brewsterschen Gesetz

Wenn der Winkel des gebrochenen Lichtstrahles zum Einfallslot $\beta = 90^\circ - \alpha$ ist, das heißt also, wenn der reflektierte Lichtstrahl senkrecht auf dem gebrochenen steht, dann lautet das Brechungsgesetz:

$$\frac{\sin \alpha}{\sin \beta} = \frac{\sin \alpha}{\sin(90^\circ - \alpha)} = \frac{\sin \alpha}{\cos \alpha} = \underline{\underline{\tan \alpha = n}}$$

Der notwendige Winkel α ist für jedes brechende Medium verschieden und hängt von dessen optischer Dichte n = Brechungsindex ab.

Für Glas z.B. beträgt der Winkel $\alpha = 56,3^\circ$

Wenn es also gelänge, das Licht unter dem für das Auge notwendigen Winkel α einstrahlen zu lassen, wäre das reflektierte Licht polarisiert, und es wäre nur noch ein Filter notwendig, um den Reflex zu beseitigen. Dadurch würde das in die Kamera gelangende Bild lichtstärker sein.

Leider läßt sich dieses Prinzip aber in der Praxis nicht durchführen, da es nicht gelingen wird, das Auge immer in einem bestimmten Winkel zu beleuchten. Außerdem ist die Hornhaut gekrümmt, und der Winkel α somit immer nur für einen Punkt zutreffend, nicht aber für die gesamte Corneafläche. Zudem ist die Hornhaut immer etwas mit Tränenflüssigkeit benetzt, so daß wir zwei Medien mit verschiedenen Brechungsindices haben, die daher auch nicht einen gemeinsamen Einfallswinkel α möglich machen würden.

Dennoch wäre eine andere Möglichkeit in Betracht zu ziehen, mit Hilfe des Brewsterschen Gesetzes die Reflexe an der vorderen Grenze des Auges zu beseitigen:

Man müßte das einstrahlende Licht bereits vorher polarisieren. Es darf also nicht erst durch Auftreffen auf die Cornea polarisiertes Licht entstehen, sondern schon vorher. Das wäre möglich, wenn man in den Strahlengang zwischen Auge und Kamera eine Glasplatte bringen würde. Diese Glasplatte müßte vom Lichtstrahl der Lichtquelle

immer in dem für Glas notwendigen Einfallswinkel α bestrahlt werden, damit das in Richtung Auge reflektierte Licht linear polarisiert wäre. Eine Anordnung, die den Winkel α konstant hält, ist nicht sehr schwierig, da lediglich die Lichtquelle in einem bestimmten Winkel an der Glasplatte befestigt werden müßte. Durch eine solche Anordnung gelangt dann das reflektierte und linear polarisierte Licht durch die Lupe in das Auge. Die Reflexe, die dabei an der Lupe und dem Auge entstehen, sind ebenfalls linear polarisiert und können mit einem einzigen Filter, der vor der Kamera angebracht ist, zum Verschwinden gebracht werden. Das Bild, das vom Augenhintergrund entsteht, setzt sich nicht aus linear polarisierten Lichtwellen zusammen, weil durch Beugung und Streuung an den optischen Medien im Auge die Polarisation aufgehoben wird. Deshalb wird das Bild nicht durch die Polarisationsfilter ausgelöscht, sondern gelangt ungehindert in die Kamera.

Versuch zu dieser theoretischen Überlegung:

Versuchsanordnung: Kamera, Filter, plane Glasplatte, Lichtquelle, Lupe, Auge.

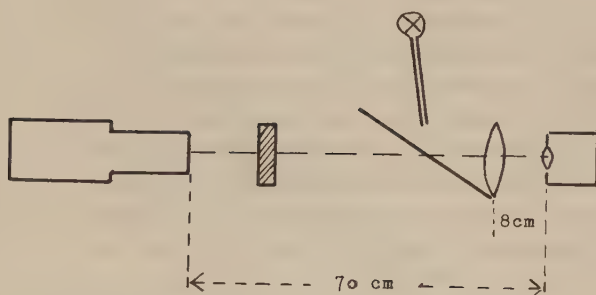


Abb. 8 a Versuchsskizze

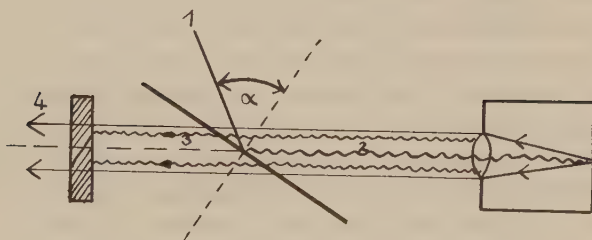


Abb. 8 b Strahlengang

- 1: einfallendes unpolarisiertes Licht
- 2: in Richtung Auge strahlendes polarisiertes Licht
- 3: reflektiertes polarisiertes Licht
- 4: unpolarisiertes vom Augenhintergrund reflektiertes Licht

Bei dieser Versuchsanordnung ist es gelungen, die störenden Reflexe an der Lupe und dem Auge zu beseitigen. Das Licht wird an der Glasplatte jedoch zu wenig reflektiert. Ein großer Lichtanteil geht durch die Glasplatte hindurch und ist somit für die Ausleuchtung des Augenhintergrundes verloren. Der Fundus wird deshalb nur sehr schwach beleuchtet und die Kamera kann kein Bild aufnehmen, auch nicht bei maximaler Intensität der Lichtquelle. Man wird deshalb einen Metallspiegel verwenden müssen, dessen reflektierende Eigenschaft wesentlich besser ist. Allerdings wird hier aber das Brewstersche Gesetz keine Anwendung finden können, weil das an Metalloberflächen reflektierte Licht nicht genau linear polarisiert ist. Es sind dann also wieder zwei Filter notwendig, um die auftretenden Reflexe zu beseitigen.

Um aber mit den vorhandenen Mitteln den Augenhintergrund besser auszuleuchten, wurde nun das dünne Endstück vom dem Glasfiberschlauch abgeschraubt. Dadurch wird die Austrittsöffnung für das Licht wesentlich größer und die Lichtstärke nimmt entsprechend zu. Nun ist aber dieses Kabel so dick, daß man es nicht direkt vor das Auge stellen kann, weil es der Kamera den Einblick in die Pupille verwehren würde. Aus diesem Grunde wurde die Lichtquelle auf der Kamera mit Klebestreifen befestigt. Der Lichtstrahl geht nun zunächst durch die Linse, wird von ihr gebündelt, trifft im Brennpunkt dann auf das Auge und divergiert anschließend, so daß der Fundus flächenförmig ausgeleuchtet wird. Allerdings wird mit der vorhandenen 13-dptr-Lupe nicht der ganze Fundus ausgeleuchtet, weil die Brechkraft zu gering ist und die Strahlen deshalb zu wenig divergent werden, nachdem sie den Brennpunkt passiert haben.

1. Versuch:

Versuchsanordnung: Kamera, darauf Lichtquelle, Linse, Phantomauge.

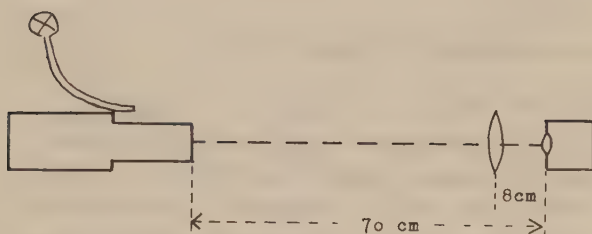


Abb. 9 a Versuchsskizze

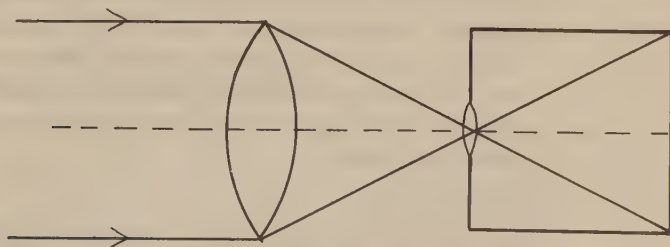


Abb. 9 b Strahlengang der Fundusausleuchtung

Versuchsablauf: Das Lichtkabel wird so ausgerichtet, daß das Licht durch die Lupe tritt und der Brennpunkt in der Augenlinse zu liegen kommt. Dann muß versucht werden, die Einfallsrichtung so zu wählen, daß ein möglichst großer Teil der Netzhaut beleuchtet wird. Mit der Kamera kann dann das reelle Fundusbild aufgenommen werden.

Ergebnis: Es ist möglich, mit dieser Methode ein Bild vom Fundus auf den Monitor zu übertragen, jedoch handelt es sich dabei um kein konstantes, beliebig reproduzierbares Ergebnis.

Die auftretenden Schwierigkeiten sind:

1) Die Labilität der Lichtquelle.

Da das Glasfibernkabel nicht plastisch verformbar ist, sondern relativ elastische Eigenschaften besitzt, wird die eingestellte Position nicht beibehalten. Dies wäre aber unbedingt notwendig, weil nur bei bestimmten, experimentell sich ergebenden Positionen, eine ausreichende Ausleuchtung des Augenhintergrundes zustande kommt und die Reflexe auf ein Minimum reduziert werden können. So aber gehen diese Einstellungen immer wieder verloren.

2) Reflexionen:

Da das Licht nun zwei brechende Medien durchdringen muß, entsteht nicht wie bei der ursprünglichen Beleuchtungsmethode nur ein Reflex, sondern es bilden sich drei Reflexe, nämlich:

1. an der Lupe vom einfallenden Licht
2. an der Augenlinse vom einfallenden Licht
3. an der Lupe vom Reflex der Augenlinse

Diese Reflexe sind außerdem wesentlich stärker, weil das einfallende Licht eine größere Intensität besitzt.

2. Versuch zur Beseitigung der Reflexe.

Versuchsanordnung: Kamera mit Lichtquelle, Filter vor Lichtquelle, Filter vor Kamera, Linse, Auge.

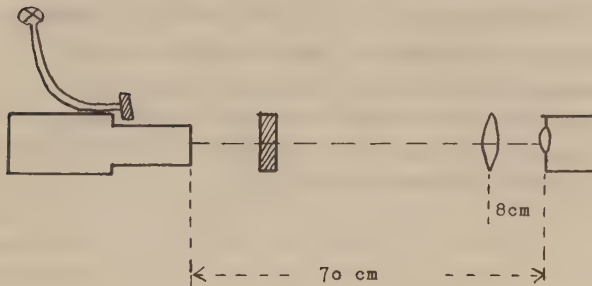


Abb. 10 Versuchsskizze

Versuchsablauf wie bei erstem Versuch.

Ergebnis: Es ist nicht möglich durch zwei Filter im Strahlengang die Reflexe vollständig zu beseitigen. Ein Reflex bleibt immer relativ stark zurück, während die anderen beiden nur annähernd ausgeblendet werden können.

Erklärung: Für die Stärke der Reflexe sind die Polarisationsfilter zu wenig lichtabsorbierend. Ein Reflex bleibt wohl deshalb noch vorhanden, weil durch Beugung und Streuung an der Lupe die Polarisation verwischt wird.

3. Versuch zur besseren Ausleuchtung des Augenhintergrundes.

Versuchsanordnung: Kamera, davor Filter, Lichtquelle mit Filter, +20 dptr Linse, Auge.

Versuchsablauf wie bei vorangegangenen Versuchen.

Ergebnis: Mit der Linse von +20 dptr wird der Augenhintergrund wesentlich weiter und heller ausgeleuchtet. Allerdings sind die an der Linse auftretenden Reflexe noch heller, weil die Linsenoberfläche stärker gekrümmt ist.

Gesamtergebnis dieser Versuche:

Die unpräzise, nicht genau fixierbare Beleuchtung, der lange Lichtweg, die hellen Reflexe und die schwierig zu erreichende Ausleuchtung des Augenhintergrundes lassen dieses Verfahren als wenig geeignet für die Praxis erscheinen.

Daher war folgende neue Überlegung anzustellen:

Am besten müßte sich für die Ausleuchtung des Augenhintergrundes ein mit Aluminium bedampfter Hohlspiegel eignen, da man damit das relativ stark diffuse Licht der Lichtquelle auf einen bestimmten Punkt fokussieren kann und dort eine große Beleuchtungsichte erhält.

Nachteil: Der Spiegel ist nicht mehr durchsichtig wie die Glasplatte. Es muß deshalb im Spiegel eine zentrale Bohrung angebracht werden, damit die Kamera das Bild vom Augenhintergrund auffangen kann. Das wird zur Folge haben, daß bei der Ausleuchtung des Augenhintergrundes stets ein Punkt nicht beleuchtet sein wird, bedingt durch den "Schatten" des Loches. Die Bohrung muß aber zentral sein, weil der Spiegel so angeordnet werden muß, daß sein Mittelpunkt auf der optischen Achse des ganzen Systems zu liegen kommt. Andernfalls wäre eine optimale Ausleuchtung des Augenhintergrundes nicht möglich, denn jeder seitlich in das Auge einfallende Strahl hat einen nicht ausgeleuchteten Sektor des Augenhintergrundes zur Folge.

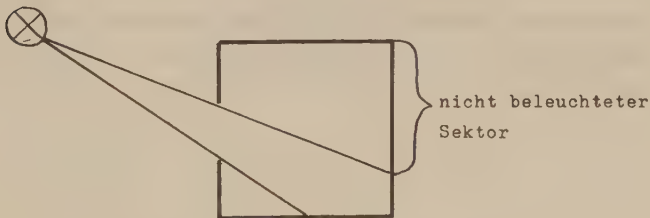
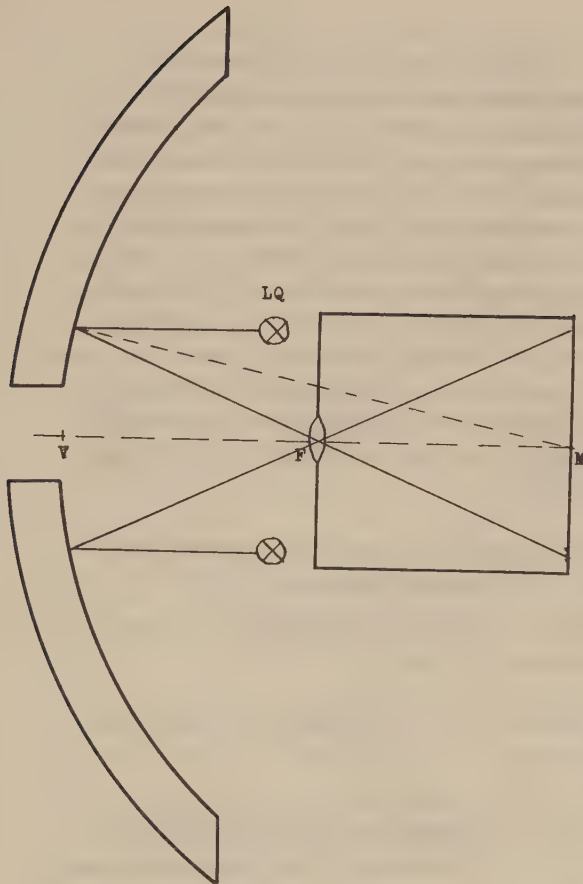


Abb. 11 Strahlengang bei schräg einfallendem Lichte

Funktion des Hohlspiegels:

Der Hohlspiegel vereinigt alle auf ihn treffenden Lichtstrahlen in einem Brennpunkt. Dieser Brennpunkt muß genau auf die Augenlinse zu liegen kommen. Deshalb müssen die einfallenden Lichtstrahlen möglichst axial sein, damit die sphärische Aberration so gering gehalten wird, daß die Abbildung der Lichtquelle nahezu ideal ist. Dann wird das bis dorthin gesammelte Licht divergieren und bei geeigneter Abstimmung der Verhältnisse den gesamten Fundus ausleuchten. Da mit einer +20 dptr Linse der ganze Augenhintergrund ausgeleuchtet werden konnte, wenn das Licht von vorne axial auf die Linse fällt, muß sich der gleiche Effekt auch mit einem Hohlspiegel derselben Brennweite, nämlich 50 mm, erzielen lassen.

Die folgende geometrische Skizze der optischen Verhältnisse im Maßstab 1:1 veranschaulicht dies.



$$S = \overline{LQV}$$

$$S = \overline{FV}$$

$$\frac{1}{S} + \frac{1}{S} = \frac{2}{R}$$

Diese Beziehung gilt exakt nur für axiale Strahlen, aber näherungsweise auch für achsennahe Strahlen.

Abb. 12 Skizze des Strahlenganges bei Verwendung eines Hohlspiegels

Bei der Hohlspiegelbrennweite von 50 mm wird am Phantomaugenhintergrund eine kreisförmige Fläche von 30 mm Durchmesser beleuchtet, was hier dem gesamten Fundusbild entspricht. Wie sich an der geometrischen Skizze abmessen läßt, kann die zentrale Spiegelbohrung 20 mm betragen. Bei diesem Durchmesser wird vom Fundusbild nur ein ganz schmaler Randbezirk nicht in die Kamera gelangen. Würde man aber eine größere Bohrung benutzen, so wäre der "Schatten", den dieses Loch bei der Ausleuchtung der Netzhaut bewirkt, zu groß. Durch die Linse, die von der Kamera aus gesehen, vor dem Spiegel stehen soll, wird die Bohrung ohnehin noch vergrößert und damit die Abbildungsverhältnisse noch verbessert.

Die Versuche wurden mit einem aluminiumbedampften Hohlspiegel mit folgenden Daten angestellt:

$\phi = 140$ mm, $f = 50$ mm, $r = 100$ mm, Dicke = 10 mm,
zentrale Bohrung = 20 mm ϕ

Die Halterung für den Spiegel mußte folgende Bedingungen erfüllen:

1. verstellbar in der Höhe
2. drehbar um die vertikale Achse
3. schwenkbar um die horizontale Achse

Dadurch werden alle für eine richtige Einstellung des Spiegels notwendigen Bewegungen möglich.

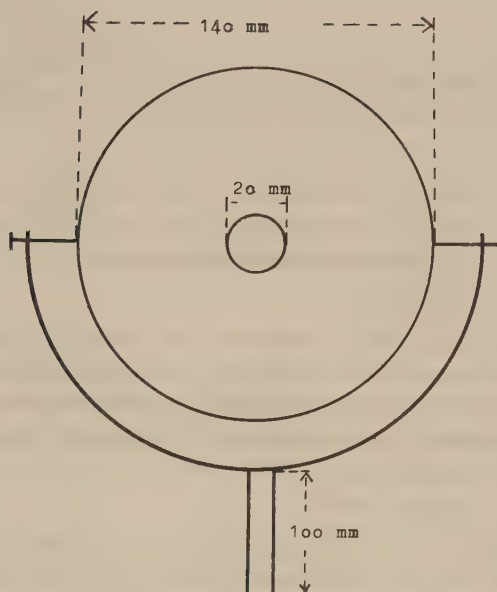


Abb. 13 Skizze des Hohlspiegels mit Halterung

1. Versuch:

Versuchsanordnung: Kamera, Linse, Hohlspiegel, Auge, Lichtquelle neben Auge.

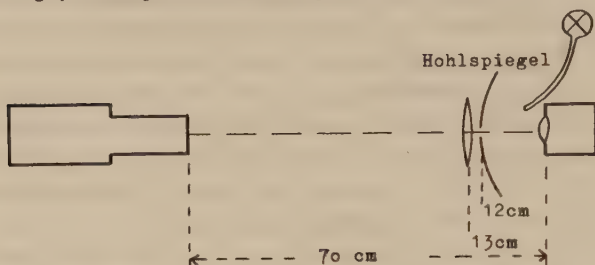


Abb. 14 Skizze zum ersten Versuch mit dem Hohlspiegel

Versuchsablauf: Die Lichtquelle wird neben dem Phantom in Höhe der Linse befestigt, so daß das Licht möglichst parallel zur optischen Achse Kamera-Linse-Auge verläuft. Der Spiegel muß so eingestellt werden, daß das Bild der Lichtquelle genau auf die Augenlinse zu liegen kommt.

Ergebnis: Der Augenhintergrund wird vollständig und so hell, wie nie zuvor ausgeleuchtet. Aber es treten an der Linse des Phantomauges so starke Reflexe auf, daß nicht nur die Kamera, sondern selbst das Auge des Beobachters davor geblendet wird. Obwohl die geometrische Brennweite des Spiegels 50 mm beträgt, muß der Spiegel 12 cm vor das Auge gestellt werden, wenn sein Brennpunkt genau in die Augenlinse fallen soll. Diese Tatsache ist damit zu erklären, daß das auf den Spiegel fallende Licht nicht parallel, sondern stark divergent ist. Dadurch wird der Brennpunkt vom Spiegel weg verschoben.

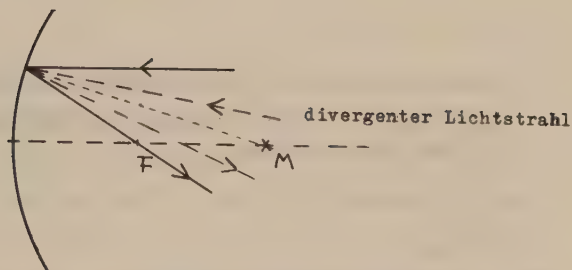


Abb. 15 Skizze der Strahlengänge für parallel und divergent einfallendes Licht

Deshalb stimmt dann auch der Abstand für die Linse nicht mehr. Er müßte 8 cm betragen, so aber beträgt er 13 cm. Die Kamera erhält kein Bild.

2. Versuch:

Versuchsanordnung: Kamera, Filter, Linse, Spiegel, Auge, Lichtquelle mit Filter.

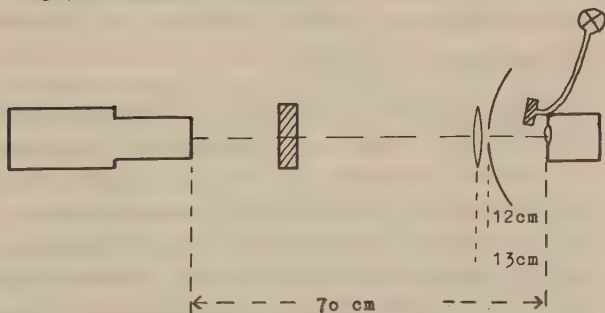


Abb. 16 Skizze zum zweiten Versuch mit dem Hohlspiegel
Versuchsablauf wie bei Versuch 1 .

Ergebnis: Mit zwei Filtern gelingt es die Reflexe fast vollständig auszublenden. Der noch bleibende Rest stört kaum. Mit bloßem Auge kann man jetzt den

Augenhintergrund sehr gut beobachten. Die Kamera erhält noch kein Bild, da die Abstandsverhältnisse der Lupe nicht stimmen.

3. Versuch:

Versuchsanordnung: Kamera, Filter, Spiegel, +20 dptr Linse, Auge, Lichtquelle mit Filter.

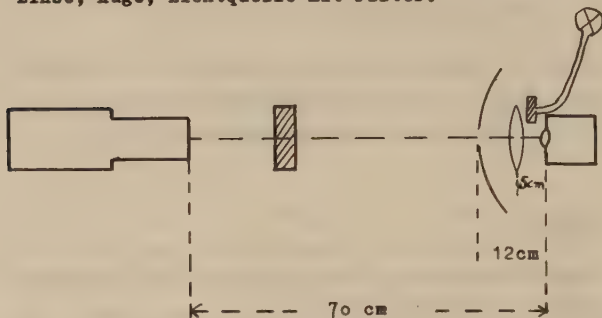


Abb. 17 Skizze zum dritten Versuch mit dem Hohlspiegel

Versuchsablauf wie vorher.

Ergebnis: Da hier die +20 dptr Linse verwendet wurde, war es möglich, diese im richtigen Abstand von 5 cm vor das Auge zu bringen. Sie kam also zwischen Spiegel und Auge zu stehen. Die Abbildungsverhältnisse sind dadurch zwar verbessert worden, aber die Ausleuchtung des Augenhintergrundes wird verschlechtert, weil die Linse gewissermaßen ihren Schatten wirft. Kein Bild in der Kamera.

4. Versuch: mit +7 dptr Linse

Versuchsanordnung: Kamera, Filter, +7 dptr Linse, Spiegel, Auge, Lichtquelle.

Versuchsablauf wie bei den vorangegangenen Versuchen.

Ergebnis: Obwohl die +7 dptr Lupe nun im richtigen Abstand vor dem Auge zu stehen kam, war es sehr schwierig, ein Bild des Augenhintergrundes mit der Kamera aufzunehmen. Das Bild war sehr schlecht. Es zeigte nur einen kleinen Ausschnitt vom Augenhintergrund, und dieser war nicht scharf zu bekommen. Auch nicht nach langwierigen Einstellversuchen.

Die Schwierigkeiten bei der Verwendung des Spiegels, ein Bild vom Augenhintergrund in die Kamera zu bekommen, sind vor allem darauf zurückzuführen, daß das Bild nicht unbedingt auf der Verlängerung der Geraden zu erwarten ist, die entsteht, wenn man den Spiegelmittelpunkt mit dem Auge verbindet. Da der Spiegel aber zur möglichst hellen und weitflächigen Ausleuchtung des Augenhintergrundes immer senkrecht vor dem Auge stehen muß, ergibt sich dadurch ein nicht zu beseitigendes Hindernis.

Es hat sich nach langen Versuchsreihen herausgestellt, bei denen die Abstände von Spiegel zu Auge, Lupe zu Auge und Lichtquelle zu Spiegel in jeder nur möglichen Weise verändert wurden, daß die Verwendung eines Hohlspiegels zur Ausleuchtung des Augenhintergrundes keine Verbesserung der Beleuchtungsmethode darstellt.

Laserversuch:

Auf der Suche nach einer hellen Lichtquelle, die gleichzeitig auch gut handzuhaben ist, d.h. leicht und genau auf das zu beleuchtende Objekt eingestellt werden kann, wurde auch an einen Laser gedacht.

Die Vorteile des Laserlichtes wären:

1. parallel verlaufendes Strahlenbündel
2. große Lichtstärke
3. keine Streustrahlung
4. bereits linear polarisiert.

Versuch:

Versuchsanordnung: Kamera, Linse, Auge, Laser.

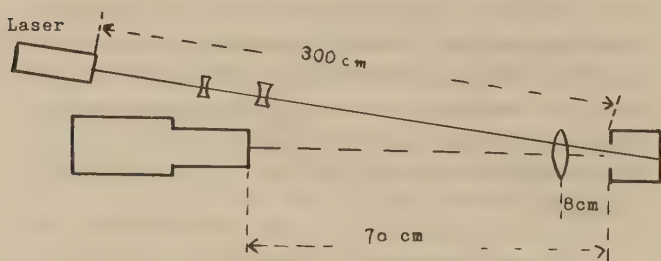


Abb. 18 Skizze zum Laserversuch

Versuchsablauf: Der Laser wurde möglichst weit vom Auge entfernt aufgestellt, ca. 3 m. Dadurch wurde der Einfallswinkel ins Auge sehr klein. Da der Durchmesser des Laserstrahles 3 mm beträgt, wurde nur ein Punkt am Augenhintergrund beleuchtet. Um den Strahl

zu spreizen, wurden mehrere Konkavlinsen in den Strahlengang gebracht. Trotzdem ist es nicht gelungen, eine flächenförmige Ausleuchtung des Fundus zu erreichen. Das liegt daran, daß der Lichtstrahl wegen seiner geringen Divergenz von 10^{-3} radian immer noch sehr parallel verlief. Da die Augenlinse auf Entakkommodiert eingestellt ist, werden parallele Strahlen im Brennpunkt auf die Netzhaut vereinigt.

Ergebnis: Trotz seiner großen Lichtintensität hat sich das Laserlicht nicht als geeignet erwiesen, den Augenhintergrund so auszuleuchten, daß die Kamera ein Bild davon aufnehmen kann, weil das Licht zu streng parallel verläuft.

Bei dem hier verwendeten Gerät handelte es sich um einen Helium-Gaslaser mit der Leistung 1 mW vom der Fa. Leibold.

Durch diese Versuche hat sich herausgestellt, daß die genannten, zum Teil sehr aufwendigen Beleuchtungsmethoden nicht geeignet sind, die Ausleuchtung des Augenhintergrundes zu vereinfachen und zu verbessern. Deshalb wurde wieder zur direkten Beleuchtung mit dem Lichtleitkabel zurückgekehrt.

Um größere Lichtintensitäten zu erhalten, wurde an dem Ende des starken Glasfaserkabels ein Fiber-Demonstrationspinzel der Fa. Richard Wolf, Knittlingen befestigt. Die Lichtaustrittsöffnung hat einen Durchmesser von 3 mm (bei dem früher verwendeten Kabel 1,5 mm). Der Pinzel wurde an einem biegsamen Stab angebracht und vor das Auge gestellt. Die Ausleuchtung

des Phantom- Augenhintergrundes ist damit hell und erfaßt die gesamte Fläche. Die am Monitor erhaltenen Bilder sind genügend scharf.

Wie oben bereits beschrieben, wurde der auftretende Reflex mit zwei Filtern beseitigt. Auch dann ist das Bild noch von guter Qualität.

Bei diesen Versuchen hat sich außerdem erwiesen, daß bei Verwendung einer Linse von +20 dptr anstelle der bisher benutzten +13 dptr Linse, die üblicherweise auch beim Augenspiegeln im umgekehrten Bild verwendet wird, das Bild auf dem Monitor aufgehellt werden kann. Zudem erscheint ein größerer Ausschnitt vom Fundus, als es mit der +13 dptr Lupe der Fall war. Dadurch nimmt der Vergrößerungseffekt zwar ab, ist aber doch noch ausreichend genug.

Diese +20 dptr Lupe muß etwa 50 mm vor das Auge gestellt werden, um scharfe Abbildungen erhalten zu können. Die besonderen Vorteile der +20 dptr Lupe sind entsprechend dem Gesetz: " Bei gegebener Intensität ist das Bild umso kleiner und schärfer, je kleiner die Brennweite ist." :

1. Hellere Bild am Monitor
2. Schärfere Bild
3. Kleineres Bild und damit Abbildung eines größeren Fundusareals am Monitor, was einen besseren Überblick bei einer bestimmten Kameraeinstellung ermöglicht.

II) Versuche am menschlichen Auge

Da nun die Bildwiedergabe des Phantom-Augenhintergrundes so weit verbessert war, daß auch feine Details gut erkennbar sind, konnte zu Erprobung der Apparatur am menschlichen Auge übergegangen werden.

Zur Dokumentation werden Bilder vom Monitor mit 16 cm-Röhre mit einer Exakta-Kamera und einem Ilford HP 4 Film (27 Din) aus einem Abstand von 50 cm aufgenommen. Die Schwierigkeiten der Fotografie lagen anfangs darin, die durch die Zeilenfolge am Fernsehschirm und den Schlitzverschluß des Fotoapparates bedingten Streifen, auf dem Foto zu beseitigen. Diese waren bei einer Belichtungszeit von $1/30$ sec aufgetreten. Auch bei $1/8$ sec traten sie noch auf, nicht mehr hingegen bei $1/4$ sec Belichtungszeit. Alle längeren Zeiten als $1/4$ sec führten zu einem unscharfen Foto. Um ein möglichst scharfes Bild zu bekommen, wurde mit der Kameraeinstellung $1/4$ sec und Blende 22 gearbeitet.

Versuchsanordnung: Patientenauge, davor Licht-
quelle, +20 dptr Lupe, Kamera.

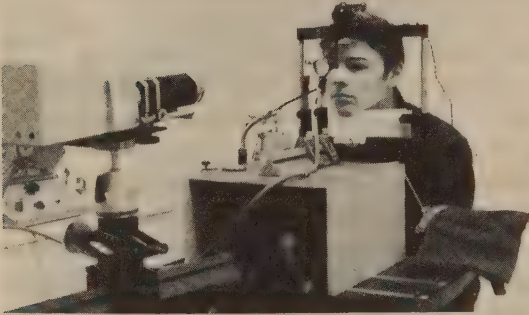


Abb. 19 Proband am Untersuchungstisch

Mit maximal erweiterter Pupille legt der Patient seinen Kopf möglichst bequem auf die Kinnstütze des Untersuchungstisches. Nach Verdunkelung des Raumes wird die Kaltlichtfontäne eingeschaltet. Die Lichtaustrittsöffnung soll möglichst parallel zur Hornhautoberfläche gebracht werden, so daß das Licht senkrecht einfällt. Dadurch bleibt der Reflex sehr klein. Nun wird das beste von den reellen Bildern des Augenhintergrundes, die etwa 6 cm vor der Lupe im Raum entstehen, aufgesucht und die Kamera darauf gerichtet. Das auf dem Monitor erscheinende Bild vom Augenhintergrund wird mit dem Balgengerät vor der Kamera scharf eingestellt. Eventuelle störende Reflexe werden durch Drehen der Lupe um die vertikale Achse ausgeblendet.

Je näher das Lichtkabel am Auge steht, desto kleiner sind die Reflexe und desto heller und vollkommener ist die Retina beleuchtet. Will man einen anderen Netzhautabschnitt ins Bild bekommen, wird dazu die Fixationsleuchte, auf die der Patient mit dem nicht untersuchten Auge schaut, geringfügig verschoben. Danach kann eine Schärfeneinstellung erforderlich sein. Es gelingt auch den abgebildeten Augenhintergrundausschnitt zu ändern, indem man den Untersuchungstisch in Relation zum Auge verschiebt. Denn mit ihm bewegen sich Lichtquelle, Lupe und Kamera. Die Bewegung kann sowohl seitlich, in der Höhe und im Abstand erfolgen. Durch die Kombination beider genannter Möglichkeiten gelingt es, ein sehr großes Fundusareal, zwar nicht auf einmal, jedoch in verschiedenen Einstellungen nacheinander abzubilden. Es ist allerdings nicht möglich, die äußerste Fundusperipherie zu erfassen.

Bei der Untersuchung von 23 Patienten zeigte sich, daß jüngere Menschen für diese Untersuchungsmethode besser geeignet sind. Die Bildqualität ist bei älteren Patienten (über 60 J.) wegen der meist getrübbten Medien wesentlich schlechter. Auch fällt es älteren Leuten schwer, die Augen weit zu öffnen und ruhig zu halten. Viele haben einen Nystagmus. Es ist aber unbedingt erforderlich, daß das Auge vollkommen ruhig steht, da sonst schon das Auffinden des Bildes mit der Kamera unmöglich ist.

Die nun folgenden Bilder sollen einen Eindruck von der Leistungsfähigkeit der fernsehtechnischen Darstellung des Augenhintergrundes und ihren Grenzen geben:

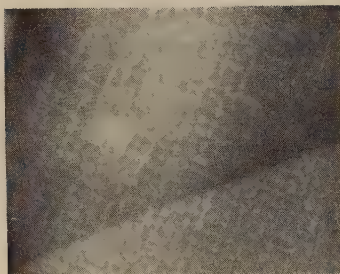


Abb. 20

Abb. 20 stellt den gesunden Augenhintergrund eines 30-jähr. Probanden dar. Die Aufnahme wurde mit der +20 dptr Lupe gemacht. Ein deutlicher Chorioidealring umgibt die Papille. Im Zentrum der Papille ist die physiologische Excavation gut zu erkennen.

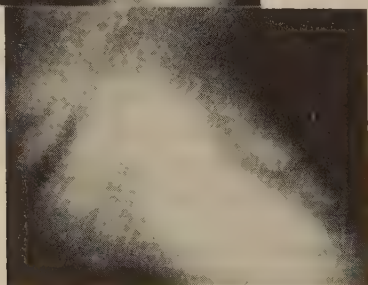
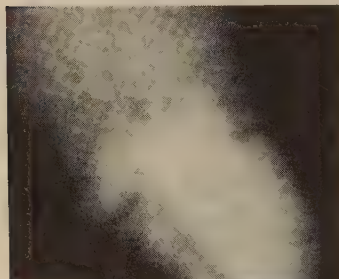


Abb. 21

Abb. 21 zeigt den gleichen Augenhintergrund, jedoch mit der +13 dptr Lupe aufgenommen. Die Vergrößerung ist entsprechend stärker. Durch Fotomontage kann man jedoch ein etwa gleich großes Areal wie bei Abb. 20 darstellen. Man sieht hier, wie auch bei voriger Abb., die Vv. temporales retinae sup. et inf. und die Vv. masales sup. et inf.. Lateral der Papille sind die Vv. maculariae zu erkennen, die die Excavation cranial und caudal umrahmen.

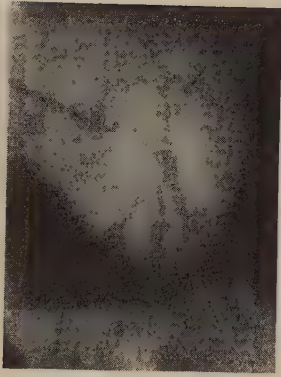


Abb. 22

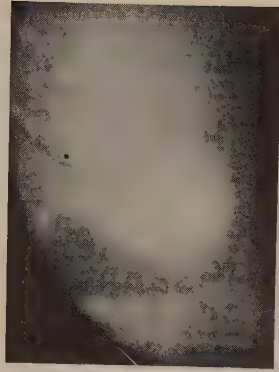


Abb. 23

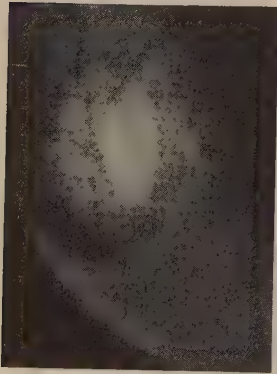


Abb. 24



Abb. 25

Abb. 22, 23, 24 und 25 zeigen den Augenhintergrund des rechten Auges einer 56 jähr. Patientin mit einer drei Wochen alten keilförmigen Maculablutung oberhalb und medial der Papille.

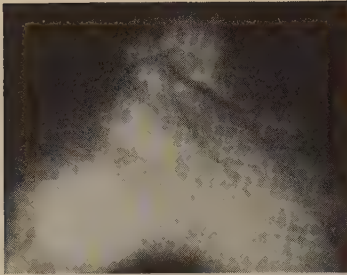


Abb. 26

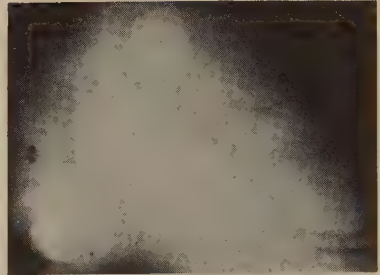


Abb. 27

Abb. 26 und 27 zeigen zwei alte Chorioretinitisherde im rechten Auge eines 40 jähr. Mannes. Die Defekte sind von $1/2$ und 1 Papillengröße, scharf gegen die Umgebung abgegrenzt, und weisen bereits Pigmentierungen auf.



Abb. 28



Abb. 29

Abb. 28 und 29 zeigen das Bild einer partiellen Opticus-atropie im rechten Auge einer 15 jähr. Patientin. Die Papille ist scharf von der Umgebung abgegrenzt und erscheint gegenüber der zentralen Aufhellung der physiologischen Excavation grau. Neben den gut sichtbaren Venen der Netzhaut zeichnen sich die Arterien nur schwach ab.

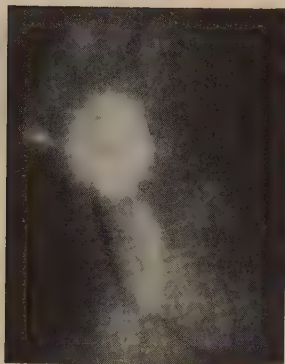


Abb. 30



Abb. 32



Abb. 31

Abb. 30, 31 und 32 zeigen einen Ausschnitt vom Augenhintergrund des rechten Auges einer 34-jährigen Patientin. Es ist das charakteristische Bild einer totalen Opticusatrophie. Die porzellanfarbene Papille reflektiert das eingestrahlte Licht sehr stark und erscheint dadurch besonders hell. Sie ist scharf von der Umgebung abgegrenzt. Die Venenzeichnung ist gut erkennbar. Die schwächeren Arterien hingegen sind schlechter dargestellt.

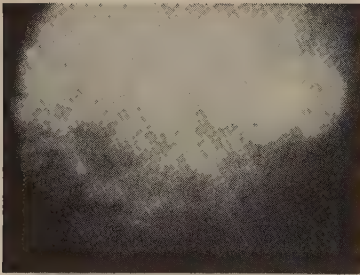


Abb. 33

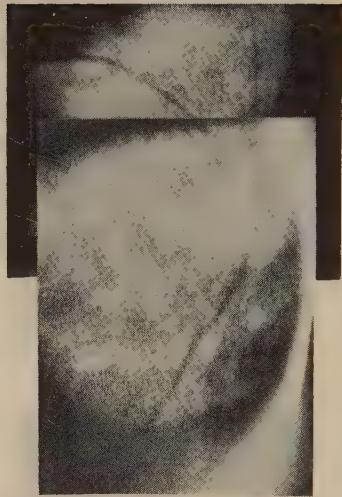


Abb. 34



Abb. 35

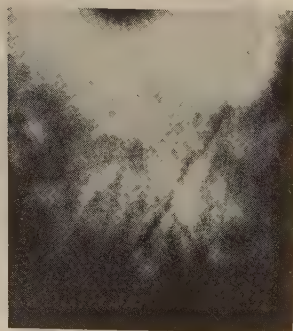


Abb. 36

Die Abbildungen 33, 34, 35 und 36 zeigen den Augenhintergrund des rechten Auges eines 20-jährigen Patienten mit myopischen Veränderungen.

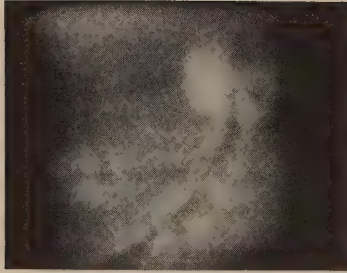


Abb. 37 gibt den rechten Augenhintergrund eines 12-jährigen Mädchens wieder mit einer ausgedehnten frischen Chorioiditis. Entlang der vena temporalis inferior sind deutlich die Entzündungsherde mit den Pigmentstörungen des Retinaepithels zu erkennen.

Fluorescein-Angiographie

Die Darstellung der Netzhautgefäße mit Fluorescein wurde erstmals von H. R. N o v o t n y und D. L. A l v i s durchgeführt. (57)

Nachdem man den Wert der Fluoreszenzangiographie gegenüber der Ophthalmoskopie erkannt hatte, beschäftigten sich in den folgenden Jahren eine Reihe namhafter Wissenschaftler mit dieser Methode. Dabei ging es vor allem darum, die fotografische Qualität gegenüber den ersten Aufnahmen zu verbessern, indem andere Filtersysteme, als die ursprünglichen, angewandt wurden. (3, 19, 30, 32, 33, 40, 52, 60, 75, 86) Außerdem versuchte man die Vorgänge am Augenhintergrund in bewegten Bildern festzuhalten. (80)

Um die Füllungsvorgänge in den retinalen Gefäßen besser beobachten zu können, hat G. L i t t m a n n die Zeiss-Funduskamera mit einem Schnellblitzgerät (Blitzenergie 840 W sec und 0,8 sec Zeitabstand zwischen den Blitzen), einer Fotoautomatik, einem Impulsgeber und einer Uhr ausgerüstet. (46)

Es war deshalb naheliegend, die mit Fluorescein gefüllten Netzhautgefäße auch fernsehtechnisch darzustellen. Die besonderen Vorteile dieser Methode gegenüber den herkömmlichen Filmaufzeichnungen sind:

1. Erleichterte Bestimmung der Netzhautzirkulationszeit:

Man kann die Füllung der Netzhautgefäße mit Fluorescein direkt beobachten und die benötigte Zeit stoppen und ist nicht auf die indirekte Meßmethode über Filmlaufgeschwindigkeit einer Kleinbildkamera angewiesen. (11, 59, 12).

2. Die, durch die Fluoresceindarstellung der Netzhautgefäße, erweiterten diagnostischen Möglichkeiten gegenüber der Ophthalmoskopie ohne Kontrastmittel, können besser ausgenutzt werden, weil ohne den Umweg über das Filmmaterial rascher Diagnosen gestellt werden können. Es wird dadurch die Anwendung der Fluoresceindarstellung als Routineuntersuchung möglich. (4, 5, 24, 31, 36, 45, 58, 73, 81)
3. Die Fluoreszenzmethodik erlaubt eine dynamische Beurteilung des retinalen Gefäßnetzes, und zwar bezüglich des Venenzustandes, der verschiedenartigen Gefäßstörungen, sowie der kapillaren Permeabilität. Der Überblick ist für die Prognose wichtig und gestattet Kontrolle über Erfolge der Therapie. (6)

Physikalische Betrachtung des Fluoresceins.

Fluorescein, Resorcinolphthalein, ist eine organische Verbindung mit der Formel $C_{20}H_{12}O_2$ und einem Mol.Gew. von 322,30. Es absorbiert Licht im blauen Spektralbereich und sendet Licht im grün-gelben Bereich aus. (24) Wenn Licht absorbiert wird, heißt das, daß Photonen mit bestimmter Energie auf Elektronen des organischen Moleküls treffen. Diese nehmen die Energie auf und werden auf ein energiereicheres Orbital des Moleküls gebracht. Da aber nach dem Entropiegesetz energiereiche Zustände instabil sind, wird diese höhere Energiestufe des Elektrons nach einigen Milliardstel-Sekunden verlassen, und das Elektron kehrt auf seine ursprüngliche Bahn zurück.

Gleichzeitig wird dabei manchmal ein Photon mit einer Energie ausgestoßen, die um den Erwärmungsverlust, der bei den Bahnsprüngen entstand, kleiner ist. Es entsteht also Licht von anderer Farbe.

Auf Fluorescein bezogen bedeutet das: es muß blaues Licht auf die organischen Moleküle treffen, dann werden diese in einen angeregten Zustand versetzt, der aber sehr unbeständig ist und deshalb sehr schnell wieder in den ursprünglichen Zustand zurückfällt. Dabei wird grün-gelbes Licht freigesetzt; man sagt, der Farbstoff fluoresciert.

Besprechung des Filtersystems

Fluorescein hat ein Lichtabsorptionsband bei $500\text{ m}\mu$. Die halbe Breite ist bei $250\text{ m}\mu$ und die Spitze, abhängig von der Art der Lösung, erscheint bei $530\text{ m}\mu$ in Vitro-Lösungen und soll bei Blut-Lösung bei $490\text{ m}\mu$ liegen.

Das Fluoreszenz-Emissionsband ist etwa $20\text{ m}\mu$ breiter als das Absorptionsband. Die Spitze des Fluoreszenzbandes im Blut soll bei $520\text{ m}\mu$ erscheinen. (24) Die Nähe der Spitzen des Absorptionsbandes und des Fluoreszenzbandes macht es schwierig, einen Filter-Satz zu finden, der genügend selektiv ist, um zu verhindern, daß fluorescierendes und von der Lichtquelle reflektiertes Licht auf die Kamera fällt. Das ist besonders schwierig, wenn man an der Grenze der Inten-

sität arbeitet. Es muß das Gleichgewicht zwischen Intensität (Beleuchtungsstärke) und Kontrast gefunden werden.

Bei der beschriebenen Versuchsanordnung wird durch ein Schott-Blau-Filter BG 23 das Ende vom roten Spektrum weggefiltert. Das daraus resultierende neue Blaulicht dringt in den Fundus und erzeugt eine Luminiscenz in der Fluorescein-Blut-Mischung. Diese Fluorescenz wird dann von der Retina durch das optische System und ein Schott-Gelb-Filter GG 14 in die Fernsehkamera reflektiert.

Dieses gelbe Sperrfilter filtert alles Licht mit kleinerer Wellenlänge als $510\text{ m}\mu$ heraus und verhindert so, daß der größte Teil des blauen Lichtes, der vom Fundus kommt, in die Kamera gelangt, während es das Fluoreszenzlicht über $520\text{ m}\mu$ durchläßt.

Mit diesem Filtersystem ist ein guter Kontrast zu erzielen.



Abb. 38

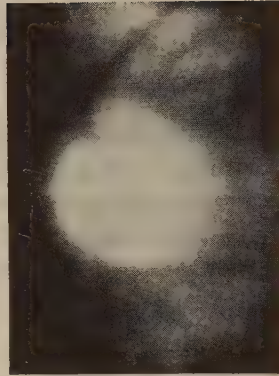


Abb. 39

Abb. 38 zeigt den Fundus des rechten Auges eines 16-jährigen Jungen mit einer Retinopathie unklarer Genese. Die Gefäße sind ohne Kontrastmittel mäßig scharf erkennbar. Temporal oberhalb der Papille sind multiple helle kalkspritzerartige Flecken auf einem etwa $1 \frac{1}{2}$ papillengroßen Areal zu sehen.

Abb. 39 zeigt die Papille desselben Augenhintergrundes mit stärkerer Vergrößerung und bei Vorschaltung des Filtersystems.

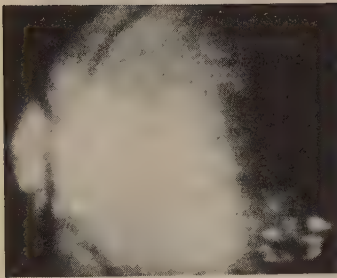


Abb. 40

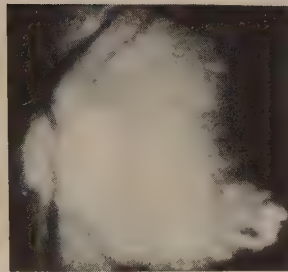


Abb. 41

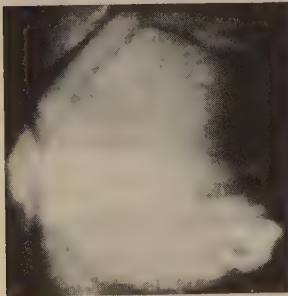


Abb. 42

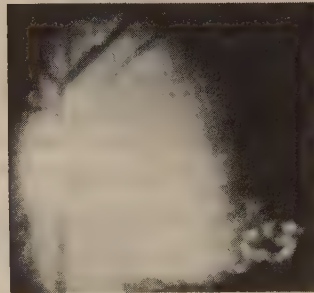


Abb. 43

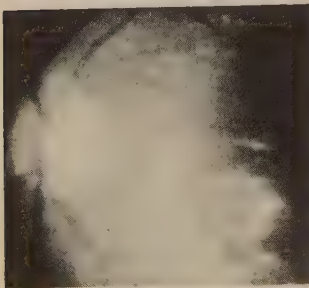


Abb. 44



Abb. 45

Abb. 40 zeigt denselben Augenhintergrund wie Abb. 38 und 39 10 Sekunden nach Injektion von 5 cmm 20 %igem Fluorescein in die Cubitalvene.

Die nun folgenden Aufnahmen 41, 42, 43, 44 und 45 wurden etwa im Abstand von 5 Sekunden gemacht. Es ist zu erkennen, wie sich die Gefäße durch die zunehmende Kontrastmittelfüllung besser hervorheben. Auf Abb. 43 ist der Gefäßreflex der vena und arteria temporalis retinae inferior zu sehen. In Abb. 44 und 45 sind die pathologischen Veränderungen prägnanter dargestellt als zu Beginn der retinalen Kontrastmittelphase.

Die Darstellung der Gefäße wie bei der üblichen Fluoreszenzangiographie konnte nicht erreicht werden. Die Gefäße hätten sich dann nach Kontrastmittelinjektion hell hervorheben müssen. Hier wurden sie aber dunkler, wobei jedoch der Kontrast erhöht wurde.

Dieser Effekt ist wahrscheinlich durch die verwendeten optischen Filter bedingt. Möglicherweise spielt auch die Lichtquelle eine Rolle, die vielleicht nicht, wie das normalerweise in Verbindung mit der Zeiss-Funduskamera verwendete Blitzlicht, den für die Fluoreszenz notwendigen Spektralbereich von 480-500 $m\mu$ mit ausreichender Energie aussendet.



Abb. 46

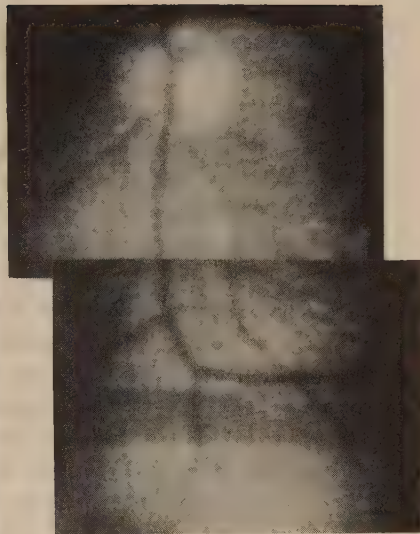


Abb. 47

Die Abb. 46 und 47 wurden 20 Minuten nach Fluoresceininjektion aufgenommen. Das Kontrastmittel hat die Gefäße bereits verlassen. Demgegenüber läßt das in das Retinagewebe gelangte Kontrastmittel die kalkspritzerartigen Flecken noch schärfer erscheinen als in den Aufnahmen vor der Fluoresceininjektion.

Durch Fotomontage kann ein größerer Fundusausschnitt gezeigt werden.

E) BESPRECHUNG DER ERGEBNISSE UND VERBESSERUNGSVORSCHLÄGE

Es ist gelungen, eine Kameraaufhängung zu finden, die den Anforderungen prinzipiell gerecht wird. Freilich ist es notwendig, sie technisch noch zu verfeinern, indem z.B. der Reiter auf der Schiene leichter verschieblich ist, eventuell über eine Kurbel mit Zahnrad. Der Drehpunkt des Schwenkarmes sollte direkt unter dem zu untersuchenden Auge liegen, weil dadurch die Abstandsverhältnisse exakter beibehalten werden können, was wegen der geringen Tiefenschärfe der Fernsehkamera von Vorteil wäre. Außerdem wäre es günstig, wenn ein Kippen der gesamten Apparatur um eine frontale Achse gegenüber dem Patienten möglich wäre.

Obwohl die Einstellung der Kamera auf ein Bild durch die neue Aufhängung erleichtert worden ist, bereitet dieser Arbeitsvorgang immer noch Schwierigkeiten, da die Kamera keinen Sucher besitzt.

Man müßte deshalb einen Spiegelreflexsucher anbauen,
wie ihn folgende Skizze zeigt:

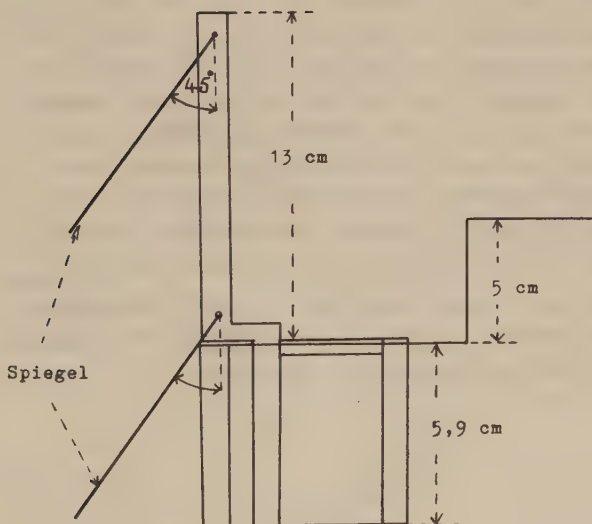


Abb. 48 Skizze zum Spiegelreflexsucher

Die anfänglich unzureichenden Beleuchtungsverhältnisse konnten durch die Verwendung eines dickeren Glasfiderkabels von 3 mm ϕ (gegenüber früher 1,5 mm ϕ) wesentlich verbessert werden. Obwohl die eingestrahlte Lichtintensität jetzt etwa doppelt so stark ist als früher, gelang es trotzdem, den Reflex vollständig zu beseitigen. Dies wurde dadurch möglich, weil das Lichtkabel nicht durch ein Glasplättchen abgeschlossen wird, wie es bei dem früher verwendeten Kabel der Fall war, sondern die Glasfasern frei enden und noch um etwa 1 mm von einer Randhülse überragt werden. Dadurch steht der Hornhaut keine plane leuchtende Fläche gegenüber, wodurch der Reflex so stark vermindert wurde, daß er sich durch geringfügiges Verschieben, entweder der Lichtquelle oder der Lupe, vollständig beseitigen läßt.

Verbessert werden müßte hier nur noch die Aufhängung des Lichtkabels, um eine kontinuierliche Verschiebung und Ausleuchtung zu ermöglichen.

Folgende Skizze zeigt eine solche Aufhängevorrichtung,
die eine dreidimensionale Beweglichkeit des Lichtes
erlaubt:

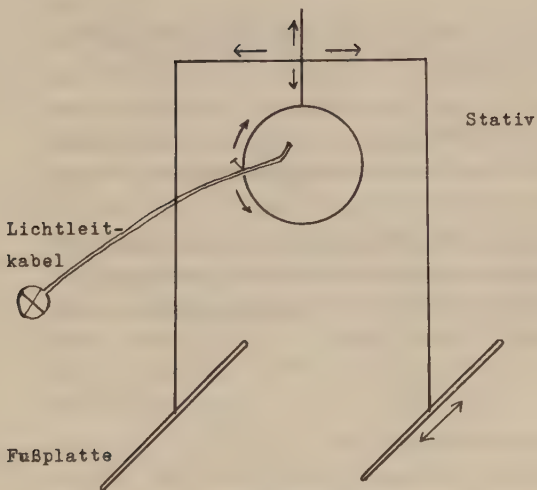


Abb. 49 Skizze zur Lichthalterung

Die Pfeile geben die möglichen Bewegungs-
richtungen an.

Es hat sich herausgestellt, daß man mit dieser Methode nur Fundusaufnahmen von solchen Augen machen kann, deren Medien vollständig klar sind. Da aber in der täglichen Praxis diese Voraussetzung, besonders bei älteren Patienten nicht immer gegeben ist, sollte man die fernsehtechnische Darstellung des Augenhintergrundes auch mit Infrarotlicht ausprobieren. (50)

Für diesen Zweck wären z.B. die Infrarotbildwandler-
röhren der Fa. Telefunken, Typ 6929, 6914, B 80 geeignet.

Sie haben ein Auflösungsvermögen von maximal 50 Linienpaaren pro mm und eine optische Vergrößerung von maximal 84 %.

Mit diesen Eigenschaften übertreffen sie bei weitem das vorhandene Gerät und somit würden damit bessere Bilder entstehen können, als die gezeigten Aufnahmen.

F) ZUSAMMENFASSUNG:

Nachdem es gelungen war, für die Kamera eine in drei Dimensionen verschiebbliche gut funktionierende Aufhängung zu finden, wurde in zahlreichen Experimenten versucht, die Beleuchtung des Augenhintergrundes zu verbessern und die Reflexe zu beseitigen.

Ein Lichtleitkabel von 3 mm $\varnothing$ führte schließlich zum Erfolg. Die Erprobung der Apparatur erfolgte dann am Menschen. Die anfänglich auftretenden Schwierigkeiten bei der Fotografie zur Dokumentation, in Form von diagonalen Streifen auf den Fotografien, konnte durch die geänderte Belichtungszeit beseitigt werden. Es gelang Aufnahmen vom menschlichen Augenhintergrund zu bekommen, auf denen nicht nur die physiologischen Verhältnisse zu erkennen sind, sondern auch die pathologischen Veränderungen. Selbst periphere Gefäße konnten noch zur Darstellung gebracht werden.

Mit der Fluoresceinangiographie wurde schließlich gezeigt, daß diese Methode hier auch angewandt werden kann und zu einer kontrastreicheren Darstellung der Netzhautgefäße führt.

G) LITERATURVERZEICHNIS:

- 1 A l l e n Lee: Ocular fundus photography. Suggestions for achieving consistently good pictures and instructions for stereoscopic photography. Amer. J. Ophthal. 57, 13-28 (1964)
- 2 A l l e n Lee, W.M. K i r k e n d a l l, W.B. S n y d e r and Ogden F r a z i e r : Instant positive photographs and stereograms of ocular fundus fluorescence. Arch. Ophthal. (Chicago) 75, 192-198 (1966)
- 3 A m a l r i c P. : Monochromatische Fundusphotographie, 65. Zusammenkunft, Heidelberg 23-26 IX.(1963) Dtsch. Ophthalmologische Gesellschaft 1964, 549
- 4 A m a l r i c P. : Quelques indications nouvelles de l'angiographie fluoresceinique. Ann. Oculist (Paris) 200, 129-162 (1967)
- 5 A m a l r i c P., P. B e s s o n et J.-P. A u b r y : Quelques resultats de retinographie par la fluoresceine. Bull.Soc. Ophthl.Fr. 66, 290-302 (1966)
- 6 A m a l r i c P. et G. C o s c a s : Retinopathie diabetique. I. Angiographie fluoresceinique dans la retinopathie diabetique. Arch. Ophthal. (Paris) 27, 553-566 (1967)
- 7 B a b j u k J. und J. O n d r a c e k : Spektralabsorption der menschlichen Linse im Bereiche der sichtbaren Strahlen für den Gebrauch der Farbenphotographie des Augenhintergrundes. Albrecht v. Graefes Arch. Ophthal. 166, 397-401 (1963)

- 8 B a r r i o s R. Rodriguez : Fluorescein angiography as a diagnostic method for papilledema.
Acta neurol. lat.-amer. 9, 213-221 (1963)
- 9 B e h r e n d t Thomas and T.D. D u a n e :
Investigation of fundus oculi with spektral reflectance photography. I. Depth and integrity of fundal strukture.
Arch. Ophthal. (Chicago) 75, 375-379 (1966)
- 10 B e h r e n d t Thomas and A. W i l s o n :
Spectral reflectance photography of the retina.
Amer. J. Ophthal., Ser. 3, 59, 1079-1088, (1965)
- 11 C h a o P. and M. F l o c k s : The retinal circulation time.
Am. J. Ophthal. 46. 8 (1958)
- 12 C h a r a m i o J., M. K a t s o u r a k i s et
G. M a n d r a s : Etude de la circulation, cereb-roretinienne au moyen d'injection intraveineuse de fluorescenine.
Bull. Mem. Soc. franc. Ophthal. 78, 576-587 (1965)
- 13 C h r i s t e n s e n R.E.: Motion Picture Photography of the Inner Eye.
Arch. Ophth. Bd. 70 s. 540 (1963)
- 14 D a v i d J. Noble, Edward W.D. N o r t o n,
J. Donald G a s s and Joseph B e a u c h a m p :
Fluorescein photography in central retina artery occlusion.
Arch. Ophthal. (Chicago) 77, 619-629 (1967)
- 15 O ' D a y Dennis, Gerard C r o c k and J. E. K.
G a l b r a i t h : Fluorescein angiography of normal and atrophic optic discs.
Lancet 1967 II 224-226

- 16 Deutsche Ophthalmologische Gesellschaft in
Heidelberg: Bericht über die 68. Zusammenkunft
in Heidelberg 1967
S. 460
- 17 Dollery C. T. and J. V. Hodge :
Hypertensive retinopathy studied with fluorescein.
Trans. ophthal. Soc. U. K. 83, 115-132 (1964)
- 18 Dollery C. T. and J. V. Hodge and
D. J. Scott : Studies in fluorescence retinal
photography.
Trans. ophthal. Soc. U. K. 83, 429-435 (1964)
- 19 Donald J., M. Gass, Raymond J.
Sever, Dixie Sparks and Joseph
Goren : A combined technique of fluorescein
funduscopy and angiography of the eye.
Arch. Ophthal. (Chicago) 78, 455-461 (1967)
- 20 Donaldson D. D. : Migrating retinal emboli.
Arch. Ophthal. (Chicago) 78, 530-533 (1967)
- 21 Eisner G. (Bern) : Spaltlampenuntersuchungen
der hinteren Augenabschnitte nach intravenöser
Fluoresceininjektion.
Sitzungsberichte, Schweizerische Ophthalmologische
Gesellschaft.
Versammlung vom 16.-18. September 1965 in Solothurn.
- 22 Engelbert M. : 100 Jahre Photographie
des Augenhintergrundes.
Tech. Rdsch. Nr. 39, 57-61 (1965)
- 23 Ernest Terry : Color translation fundus
photography.
Amer. J. Ophthal. Ser. 3, 65, 170-174 (1968)

- 24 F e r r e r M. Olga: Serial fluorescein fundus photography of retinal circulation. A description of technique.
Amer. J. Ophthalm. Ser. 3, 60, 587-591 (1965)
- 25 F f y t s c h e T. J. : Image seperator for stereoscopic fundus photography.
Brit. J. Ophthalm. 52, 202-205 (1968)
- 26 F u j i s a w a Yoji : Clinical studies on the retinal and chorioidal lessions by fluorescein fundus photography.
I. Chorioretinitis centralis serosa.
Acta Soc. Ophthalm. jap. 69, 1317-1328 (1965) (jap.)
- 27 F u j i s a w a Yoji : Clinical studies on the retinal and chorioidal lessions by fluorescein fundus photography.
II. Investigations following the course of central serous retinopathy.
Acta Soc. Ophthalm. jap. 70, 150-160 (1966) (jap.)
- 28 H i c k a m B. John and Regina F r a y s e r :
A photographic method for measuring the mean retinal circulation time using fluorescein.
Invest. Ophthalm. 4, 876-884 (1965)
- 29 H i l l D. W. : Some clinical applications of fluorescence retinal photography.
Trans. Ophthalm. Soc. U. K. 86, 125-138 (1967)
- 30 H o d g e J. V. and R. S. C l e m e t t :
Improved method for fluorescence angiography of the retina.
Amer. J. Ophthalm. Ser. 3, 61, 1400-1404 (1966)

- 31 H o d g e J. V. and C. T. D o l l e r y : Retinal soft exsudates. A clinical study by color and fluorescence photography.
Quart. J. Med. N. S. 33, 117-131 (1964)
- 32 H y v ä r i n e n L. and H. N i e m i n e n : Fluorescence cinematography of the ocular fundus.
Acta ophthal (Kbh) 45, 100-104 (1967)
- 33 J ü t t e A. und L. L e m k e (Jena) : Intravitalfärbung des Augenhintergrundes mit Fluorescein. Sitzungsberichte, Berichte über die 67. Tagung der Deutschen Ophthalmologischen Gesellschaft vom 19.-23. September 1965 in Heidelberg.
- 34 J ü t t e A. und L. L e m k e : Fluorescein-Photographie des Augenhintergrundes.
Klin. Mbl. Augenheilk. 146, 578-581 (1965)
- 35 J ü t t e A. und L. L e m k e : Fluoreszenz-Angiographie des Augenhintergrundes bei Diabetes mellitus und bei maligner Hypertonie.
Münch. med. Wschr. 108, 717-720 (1966)
- 36 K e n y r e s P. und H. S l e z a k : Bemerkenswerte Befunde nach intravenöser Fluoresceininjektion bei Degenerationen des hinteren Augenpoles.
Klin. Mbl. Augenheilk. 151, 641-648 (1967)
- 37 K n i g h t F. H. : Retinal photography.
Operation of the Zeissfundus camera.
N. Z. med. J. 64, 142-146
- 38 K o h n e r E. M., D o l l e r y C. T.,
P a t e r s o n J. W. and O a k l y N. W. : Arterial fluorescein studies in diabetic retinopathy.
N. Y. 16, 1-10 (1967)

- 39 K o j i m a Koku, N i i m i Katsuhiko,
W a t a n a b e Ikuo, J a t o Toshihisa :
Fluorescein fundus photography.
Jap. J. clin. Ophthal. 21, 615-623 (1967) (jap.)
- 40 K o j i m a Koku, W a t a n a b e Ikuo,
N i i m i Katsuhiko and N o z a k i Naoshi :
Fluorescein fundus photography in posterior ocu-
lar lesion.
Jap. J. clin. Ophthal. 21, 539-554 (1967) jap.)
- 41 K r a s n o w M. M. and B e t r a c h e n k o
J. P. : Fluorescent angiography of the eye fundus.
Vestn. Oftal. (Mosk.) 80, Nr. 4, 8-11 (1967) (russ.)
- 42 K u l v i n M. Stephen and D a v i d J. Noble :
Experimental retinal embolism; studies with high
speed fluorescein cinematography.
Arch. Ophthal. (Chicago) 78, 774-787 (1967)
- 43 K u n i t o m o Noboru, M a t s u b a y a s h i
Michio, T e r a d a Tsuneshi, S a i t o Hiroshi
and M o c h i z u k i Kazuo : Studies on the hyper-
tension from the fundus photography. II. Calibre
changes of retinal blood vessels on cold pressor
test.
Acta Soc. Ophthal jap. 69, 1124-1130 (1965) (jap.)
- 44 L e m k e L., T i l g n e r S. und J ü t t e A. :
Fehlerquelle der Fluoreszenz-Photographie.
Ophthalmologica Basel, 153, 349-354 (1967)
- 45 L i n h a r d t Joseph, I n t o s h D. Mc.,
H e y m a n n Albert and H a r t M. Leonard :
Clinical experience with fluorescence retinal
cinematography.
Circulation 29, 577-582 (1964)

- 46 L i t t m a n n G. : Fundus Photographie mit
schneller Bildfolge.
(67. Zusammenkunft, Heidelberg 1965, 20-23.IX. 1965)
Ber. dtsch. Ophthal. Ges. 393-395 (1966)
- 47 M a t s u i Mizuo : Various methods of fundus
photography.
Jap. J. clin. Ophthal. 21, 1045-1051 (1967) (jap.)
- 48 M a t s u i Mizuo, K o h Keiji and Tadamasa
T a s h i r o : Clinical studies on fluorescence
fundus photography. III. On the fluorescence of the
chorioidal vascular system.
Acta soc. Ophthal. jap. 71, 1306-1316 (1967) (jap.)
- 49 M a t t h ä u s Wolfgang : Die Photographie in
der Augenheilkunde.
Leipzig: Edition 1966
- 50 M a t t h ä u s Wolfgang und Karl G r o t z s c h :
Infrarotphotographie als diagnostisches Hilfsmittel
in der Ophthalmologie.
Klin. Mbl. Augenheilkunde 148, 723-728 (1966)
- 51 M i l l e r S. J. H., M. D. S a n d e r s and
T. J. F f y t s c h e : Fluorescein fundus photo-
graphy in the detection of early papilloedema and
its differentiation from pseudo-papilloedema.
Lancet 1965 II, 651-654.
- 52 M i t z u m o K., A. M a j i m a, K. O z a n w a
and I t o H. : Red-free light photography.
Invest. Ophthal. 7, 241-249 (1968)
- 53 N e u b a u e r Helmut : Intensiv-Diaphanoskopie.
Ophthalmologica (Basel) 150, 441-451 (1965)

- 54 N i e s s e l P. : Spaltlampenphotographie mit
der Haag-Streit-Spaltlampe 900.
Ophthalmologica (Basel) 151, 489-504 (1966)
- 55 N o r t o n W. D. Edward and G u t m a n
Frocić : Fluorescein angiography and hemangiomas
of the chorioid. Syposium.
Arch. Ophthal. (Chicago) 78, 121-125 (1967)
- 56 N o r t o n W. Edward, J. Lawton S m i t h,
Victor T. C u r b i n and John J u s t i c e jr. :
Fluorescein fundus photography : an aid in the
differential diagnosis of posterior ocular lesseion.
Trans. Amer. Ophthal. Otolaryng 68, 755-765 (1964)
- 57 N o r t o n W. Edward, J. Donald G a s s, J.
Lawton S m i t h, Victor T. C u r t i n, Noble
J. D a v i d and John J u s t i c e jr. :
Fluorescein in the study of macular deseas.
Symposium: Macular deseas diagnosis.
Arch. Ophthal. (Chicago) 77 (1966)
- 58 N o v o t n y R. Harold and David L. A l v i s :
A method of photography fluorescence in circula-
ting blood in the human retina.
Circulation 24, 82-86 (1961)
- 59 O b e r h o f f Peter, Peter Y. E v a n s and
James F. D e l a n e y : Cinematographic docu-
mentation of retinal circulation times.
Arch. Ophthal. (Chicago) 74, 77-80 (1965)
- 60 O s t e r h u i s J. A. and A. J. J. L a m m e n s :
Fluorescein photography of the ocular fundus.
Ophthalmologica (Basel) 149, 210-220 (1965)

- 61 O s h i m a Nobuo : A simple method of fundus
photography with ophthalmoscope Neitz C.
Acta Soc. Ophthal. jap. 67, 30-32 (1963) (jap.)
- 62 R a m a l h o P. Sousa, C. M. M a i l e r and
C.T. D o l l e r y : Fluorescenzangiographie der Retina
Technik und Anwendung.
Arqu. por. Oftal. 17, 5-31 (1965) (portugiesisch)
- 63 R i e h m E. : Fluorescenzangiographische Befunde
bei einigen Netzhauterkrankungen.
Klin. Mbl. Augenheilk. 151, 765 (1965)
- 64 R u b i n s t e i n K. and A. P a t o n :
Fluorecein studies of macular changes.
Trans. Ophthal. Soc. U.K. 86 136-149 (1967)
- 65 S c h i r m e r K. E. : Transillumination and
Visualization of the Anterior Fundus.
Arch. Ophthalm. 71, 475 (1964)
- 66 S c h i r m e r K. E. : Faceted contact lens with
a modified viewing device for fundus examination.
Arch. Ophthal. (Chicago) 74, 465-469 (1965)
- 67 S c h i r m e r K. E. : Microfilmphotography in
ophthalmology.
Brit. J. Ophthal. 49, 76-79 (1965)
- 68 S c h i r m e r K. E. : The upright fundus image
in indirect ophthalmoscope.
Arch. Ophthal. (Chicago) 72, 67-70 (1967)
- 69 S c o t t D. J., C. T. D o l l e r y, D. W.
H i l l, J. V. H o d g e and Russell F r a s e r :
Fluorescein studies of the retinal circulation in
diabetics.
Brit. J. Ophthal. 47, 580-588 (1963)

- 70 S h i m i z u Koichi : Fluorescein fundus
photography II.
Jap. J. clin. Ophthalm. 20, 23-29 (1966) (jap.)
- 71 S h i m o t o r i Masamitsu : The fluorescein
fundus photography of retinitis pigmentosa.
Jap. clin. Ophthalm. 21, 183-190 (1967) (jap.)
- 72 S m i t h J. Lawton, J. D o n a l d, M. G a s s
and John J u s t i c e jr. : Fluorescein fundus
photography of angoid streaks.
Brit. J. Ophthalm. 48, 517-521 (1964)
- 73 S n y d e r B. William, Lee A l l e n, Ogden
F r a z i e r : Fluorescence angiography of
ocular tumors.
Trans. Amer. Acad. Ophthalm. Otolaryng 71,
820-832 (1967)
- 74 S p a r k s Dixi : Rapid sequence photography
of the ocular fundus.
J. biol. photogr. Ass. 35, 166-172 (1967)
- 75 S t e i n h a u s e n M. und A. L o r e t h
(Heidelberg) : Lissamingrün als Kontrastmittel
für mikrozirkulatorische Untersuchungen an Niere
und Auge im Tierversuch.
Sitzungsberichte. Bericht über die 67. Tagung der
Ophthalmologischen Gesellschaft vom 19.-23. Sep-
tember 1965 in Heidelberg.
- 76 S t e n s t r ö m William : Cinematography of
the human fundus.
Arch. Ophthalm. (Chicago) 72, 788-791 (1964)
- 77 S t e p a n i k J. : Die Kammerwasservenen.
Sitzungsberichte. Bericht über die 68. Tagung der
deutschen Ophthalmologischen Gesellschaft vom
24.-27. September 1967 in Heidelberg.

- 78 S u r r u g u e M. P. : La retinographie en couleur, en pratique ophtalmologie courante. Bull. Soc. Ophthal. Fr. 67, 1077-1080 (1967)
- 79 T a l b o t t G. Douglas, Regina F r a y s e r and Harald T o m l i n : Retinal cinematography using modified Zeiss Camera. Arch. Ophthal. (Chicago) 69, 770-772 (1963)
- 80 T r o j a n Hans Jürgen : Ein empfehlenswertes Verfahren zur Farbcinematographie des Augenhintergrundes. Klim. Mbl. Augenheilk. 152, 435-437 (1968)
- 81 U z o n y i Györy und Gabor B r o o s e r : Das Fundusphoto bei Fluoreszenzangiographie der primären Chorioidalsklerose. Szemeszet 105, 104-105 (1968) (ungarisch)
- 82 W e s s i n g A. (Essen) : Fluoreszenz-Serien-Angiographie am Augenhintergrund. Sitzungsberichte. Bericht über die 67. Tagung der Deutschen Ophthalmologischen Gesellschaft vom 19.-23. September 1965 in Heidelberg.
- 83 W e s s i n g A. : Zur Pathogenese und Therapie der sogenannten Retinitis centralis serosa. Ophthalmologica (Basel) 153, 239-276 (1967)
- 84 W e t z i g C. Paul and C. Neal J e p s o n : Fluorescein photography. In the differential diagnosis of retinoblastom. Amer. J. Ophthal. Ser. 3, 61, 341-343 (1966)
- 85 W i t t e Siegfried : Methodische Möglichkeiten zum Studium der Gefäßpermeabilität durch intravitale Fluoreszenzmikroskopie. Klim. Wschr. 45, 961-965 (1967)

- 86 Z i n g i r i a n M. e G. C i u r l o :
L'angiografie a fluorescenza nelle trombosi
della vena centrale retinica.
Ann. Ottal. 91, 863-873 (1965)
- 87 Z i n g i r i a n M. e G. C i u r l o :
L'angiografia retinica a fluorescenza in bianco
e nero e a colori.
Minerva oftal. (Torino) 8, 39-41 (1966)

Ich danke Herrn Professor Dr. med. E. S c h r e c k,
Direktor der Universitäts-Augenklinik Erlangen, für
die Arbeitsmöglichkeit und die zur Verfügung gestellten
Geräte.

Ebenso gebührt mein Dank Herrn Privatdozent Dr.med. G e n e e
für die Überlassung des Themas und die jederzeit freund-
liche und hilfreiche Unterstützung während meiner Arbeit.

LEBENS LAUF

Am 17. Januar 1948 wurde ich, Manfred Erwin Kneißl, als Sohn des kaufmännischen Angestellten Karl Kneißl und seiner Ehefrau Frieda, geb. Fritsch, in Forchheim geboren.

Im September 1954 trat ich in die Volksschule Forchheim ein und wechselte nach vier Jahren im September 1958 in das Gymnasium Forchheim über. Dort besuchte ich neun Jahre den naturwissenschaftlichen Zweig und legte am 20.7.1967 das Abitur ab.

Mit dem Wintersemester 1967/68 begann ich an der Universität Erlangen-Nürnberg das Studium der Medizin. Nach zwei Semestern bestand ich am 31.7. 1968 die naturwissenschaftliche Vorprüfung. Drei Semester später konnte ich am 30.4.1970 die ärztliche Vorprüfung erfolgreich ablegen.

Im Oktober 1970 begann ich mit der Doktorarbeit.

Am 16.7.1973 beendete ich die ärztliche Prüfung.

Offsetdruck-Fotodruck

J. Hegl, 8520 Erlangen, Hauptstr. 109 (Nähe Martin-Luther-Platz) Tel. 22990